

Grado Universitario en Ingeniería Electrónica Industrial y
Automática
2017-2018

Trabajo Fin de Grado

“Diseño y actuación de un exoesqueleto para rehabilitación de hombro”

Miguel Guzmán Merino

Tutor: Dorin Sabin Copaci

Leganés, Junio 2018

RESUMEN

En el presente Trabajo de fin de Grado se presenta el desarrollo del diseño y la actuación de un exoesqueleto vestible para rehabilitación de hombro de bajo coste. El exoesqueleto cuenta con tres grados de libertad que permiten: flexo-extensión, abducción-aducción y rotación interna y externa. La posibilidad de reproducir estos movimientos permite alcanzar posiciones muy beneficiosas para la terapia de recuperación.

El diseño cuenta con mecanismos de ajuste que permiten acomodar el exoesqueleto adecuadamente a los pacientes. Los ajustes colocados en los diferentes puntos del exoesqueleto facilitan la alineación de los ejes de rotación del hombro del paciente con los ejes de rotación del dispositivo. Estos ajustes permiten además adaptar el dispositivo a personas con diferentes dimensiones tanto de brazo como de espalda.

El dispositivo presentado incorpora un sistema de sensores. Los datos de estos sensores serán empleados en el sistema de control. Es necesario conocer la posición del exoesqueleto y por lo tanto la posición del brazo del paciente para actuar adecuadamente en cada momento.

Como ya se ha indicado anteriormente, el exoesqueleto que aquí se presenta, es un dispositivo vestible. Puesto que no se encuentra anclado a ninguna estructura, conseguir el menor peso posible es uno de los objetivos que ha estado presente durante el diseño.

El dispositivo integra componentes comerciales y piezas fabricadas. Los componentes comerciales se han seleccionados por su funcionalidad y coste. Las piezas no comerciales se han diseñado para que su fabricación sea viable y no represente un coste elevado. Los materiales seleccionados para esta fabricación son adecuados tanto en resistencia como en ligereza.

El aspecto más innovador del diseño es el empleo de actuadores basados en Aleaciones con Memoria de Forma, SMA por sus siglas en inglés (Shape Memory Alloy). Estos actuadores presentan un peso muy reducido, lo que es adecuado para el diseño. Son actuadores lineales, por lo que el sistema de actuación del exoesqueleto debe transformar este movimiento lineal en el movimiento de rotación que requieren los movimientos del hombro.

Palabras clave: Exoesqueleto vestible; Rehabilitación de hombro; SMA; Elevación escapular

ABSTRACT

In the current Final Project Degree a low-cost wearable rehabilitation shoulder exoskeleton design and actuation is developed. The exoskeleton has three degrees of freedom which allow: shoulder flexo-extension, abduction-adduction, and internal and external rotation. The possibility of reproducing these movements allows to achieve very beneficial positions to the rehabilitation therapy.

The design has adjustment mechanisms which allow to fix the exoskeleton properly to the patient. The adjustments in different exoskeleton positions make easy to aline the patient's shoulder rotation axes with the device's rotation axes. These adjustments allow to fix the device in people with different arm and black dimensions too.

The submit device has a sensor system. The sensors' data will be used later in the control system. It is necessary to know the exoskeleton position and thus the patient's arm position to proceed properly in each moment.

As has been said before, the exoskeleton which is being introduced here, is a wearable device. Since it is not hold in any structure, achieve the least possible weight has been a present objective during the design.

The device integrates both commercial components and manufactured parts. The commercial components have been selected attending to their functionality and cost. Non-commercial parts have been designed to be manufactured by a viable way and it does not represent a high cost. Materials selected to this manufacturing are suitable for both resistance and lightness.

The most innovative point of the design is the use of Shape Memory Alloys (SMA) actuators. These actuators have a very low weight, what is adequate to the design. They are linear actuators, so the exoskeleton's actuation system must change this linear movement to rotation movement required by the shoulder movements.

Keywords: wearable exoskeleton; Shoulder rehabilitation; SMA; Scapular elevation

AGRADECIMIENTOS

A toda mi familia, en especial a mis padres y a mi hermano, por haberme cuidado y animarme en los momentos duros. Su educación en la constancia y el trabajo me han ayudado a llegar donde estoy.

A Ángela por permanecer a mi lado y demostrarme que el trabajo duro y la dedicación son las herramientas que permiten alcanzar los objetivos que nos proponemos. Y a sus padres por su cariño y su ánimo.

A todos los profesores que se armaron de paciencia para ayudarme a entender todo lo que no sabía, especialmente a Dorin por poner todo de su parte para que este trabajo sea mucho más que una asignatura más.

Y a Moka por revisar cada punto y cada coma y sacarme de paseo para aclarar mis ideas.

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	III
ABSTRACT	IV
AGRADECIMIENTOS	V
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XI
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Causas de la pérdida de la función motora.....	1
1.2. Impacto socioeconómico.....	2
1.3. Diseño previo y propuesta.....	2
1.4. Estructura de la memoria.....	3
2. ESTADO DEL ARTE	5
2.1. Armeo Power	5
2.2. Harmony.....	6
2.3. Rupert.....	6
2.4. ORTE	7
3. ACTUADORES Y SENSORES	8
3.1. Actuadores SMA	8
3.2. Sensor MPU6050	8
3.3. Potenciómetro de membrana	8
4. BIOMECÁNICA DEL HOMBRO	9
4.1. Abducción y aducción.....	9
4.2. Flexión y extensión	9
4.3. Rotación interna y rotación externa.....	10
4.4. Elevación de la escapula	11
4.5. Dimensiones.....	11

5. DESARROLLO DEL DISPOSITIVO	12
5.1. Cálculos de actuación.....	12
5.1.1. Sistema con polea simple. Sistema 1.....	14
5.1.2. Sistema de polea simple y polea compuesta.....	15
5.1.3. Sistema aparejo factorial polea simple	18
5.1.4. Sistema aparejo potencial polea simple.....	20
5.1.5. Sistema de aparejo potencial y poleas	23
5.1.6. Sistema de aparejo factorial, polea compuesta, polea simple	26
5.1.7. Comparación de los sistemas de actuación	30
5.2. Diseño del dispositivo	33
5.2.1. Estructura espalda	34
5.2.2. Elevación hombro	36
5.2.3. Juego de tijeras	40
5.2.4. Poleas	44
5.2.5. Escuadra 1	52
5.2.6. Escuadra 2	55
5.2.7. Antebrazo	61
5.2.8. Unión SMA – Tendón	62
5.2.9. Montaje de los subconjuntos	67
6. ANÁLISIS DEL DISPOSITIVO	68
6.1. Ajustes.....	68
6.1.1. Posición de la Polea 1 en la parte posterior de la espalda.	68
6.1.2. Ancho del hombro.	70
6.1.3. Separación del hombro respecto a la espalda.	70
6.1.4. Ancho del brazo.	71
6.1.5. Largo del brazo.....	71
6.1.6. Regulación del codo	72
6.2. Movimientos	72
6.2.1. Abducción	73
6.2.2. Aducción	73
6.2.3. Flexión.....	74
6.2.4. Extensión.....	74
6.2.5. Rotación interna	75
6.2.6. Rotación externa.....	75
6.2.7. Movimientos combinados	76
7. PRESUPUESTO DE FABRICACIÓN	77
8. RELACIÓN DE PESOS	79

9.	CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	80
9.1.	Conclusiones	80
9.2.	Futuros trabajos	81
10.	PRESUPUESTO	82
11.	BIBLIOGRAFÍA	83

ANEXOS

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1. Armeo Power [19].....	5
Fig. 2.2. Harmony [8].....	6
Fig. 2.3. Rupert [9].....	6
Fig. 2.4. ORTE [10]	7
Fig. 4.1. Aducción y Abducción [18]	9
Fig. 4.2. Flexión [18]	9
Fig. 4.3. Extensión [18]	10
Fig. 4.4. Rotación interna [18]	10
Fig. 4.5. Rotación externa [18]	10
Fig. 5.1. Interferencia de la polea con el cuerpo del paciente	13
Fig. 5.2. Tornillo prisionero [20]	13
Fig. 5.3. Esquema Matlab Simulink	14
Fig. 5.4. Sistema 1.....	14
Fig. 5.5. Sistema 2.1.....	15
Fig. 5.6. Gráfica Sistema 2.1	16
Fig. 5.7. Sistema 2.2.....	16
Fig. 5.8. Gráfica Sistema 2.2	17
Fig. 5.9. Sistema aparejo factorial polea simple.....	18
Fig. 5.10. Gráfica Sistema 3.1	19
Fig. 5.11. Gráfica Sistema 3.2	20
Fig. 5.12. Esquema aparejo potencial	21
Fig. 5.13. Sistema 4.1.....	21
Fig. 5.14. Gráfica Sistema 4.1	22
Fig. 5.15. Sistema 5.1.....	23
Fig. 5.16. Gráfica Sistema 5.1	24
Fig. 5.17. Sistema 5.2.....	24
Fig. 5.18. Gráfica Sistema 5.2	25
Fig. 5.19. Sistema 6.1 y Sistema 6.2	26
Fig. 5.20. Sistema 6.3 y Sistema 6.4	26
Fig. 5.21. Gráfica Sistema 6.1	28
Fig. 5.22. Gráfica Sistema 6.2	28
Fig. 5.23. Gráfica Sistema 6.3	29
Fig. 5.24. Gráfica Sistema 6.4	29
Fig. 5.25. Comparación de sistemas. Fuerza	30
Fig. 5.26. Comparación de sistemas. Longitud.....	31
Fig. 5.27. Separación en subconjuntos del exoesqueleto	33
Fig. 5.28. Estructura espalda	34
Fig. 5.29. Espalda - Pieza 1	34
Fig. 5.30. Espalda - Pieza 2	34
Fig. 5.31. Espalda - Pieza 3	35
Fig. 5.32. Espalda - Pieza 4	35
Fig. 5.33. Elevación hombro	36
Fig. 5.34. Unión Estructura espalda – Elevación hombro.....	36
Fig. 5.35. Elevación hombro	36
Fig. 5.36. Elevación hombro - Base	37
Fig. 5.37. Elevación hombro -Lateral.....	38
Fig. 5.38. Vista explosionada elevación hombro	39

Fig. 5.39. Tijera inferior	40
Fig. 5.40. Base tijera inferior	41
Fig. 5.41. Guía tijera	41
Fig. 5.42. a) Terminal funda. b) Tornillo tensor [23]	41
Fig. 5.43. Distancia terminales centro de la Polea 1	42
Fig. 5.44. Distancia terminales ranura.....	42
Fig. 5.45. Distancia terminales - Tijera	42
Fig. 5.46. Despiece Tijera inferior.....	43
Fig. 5.47. Polea doble con ruedas libres.....	45
Fig. 5.48. Explosionado polea doble.....	45
Fig. 5.49. Esquema manguito de fijación [21]	45
Fig. 5.50. Polea, lateral para rodamiento.....	46
Fig. 5.51. Carriles centrales y ranuras laterales.....	46
Fig. 5.52. Chapa mecanizada	47
Fig. 5.53. Polea con chapa destacada en verde y carril libre destacado en rojo	47
Fig. 5.54. Unión tendón polea – Sistema 1.....	48
Fig. 5.55. Tornillo prisionero sistema 1	48
Fig. 5.56. Unión tendón polea – Sistema 2.....	49
Fig. 5.57. Tornillo prisionero sistema 2	49
Fig. 5.58. Unión tendón polea – Sistema 3.....	49
Fig. 5.59. Cable con terminal cilíndrico [24].....	50
Fig. 5.60. Polea, lateral del rodamiento	50
Fig. 5.61. Polea, lateral de unión a la barra solidaria	50
Fig. 5.62. Escuadra 1.....	52
Fig. 5.63. Pieza 1 escuadra1	52
Fig. 5.64. Pieza 2 escuadra 1.....	53
Fig. 5.65. Distancia de los terminales al centro de la Polea 2	53
Fig. 5.66. Distancia de los terminales de las fundas, en la Escuadra 1.....	53
Fig. 5.67. Despiece Escuadra 1	54
Fig. 5.68. Escuadra 2.....	55
Fig. 5.69. Pieza 1 Escuadra2	56
Fig. 5.70. Pieza 2 escuadra 2.....	56
Fig. 5.71. Pieza 3 escuadra 2.....	57
Fig. 5.72. Pieza 4 escuadra 2.....	57
Fig. 5.73. Pieza 5 escuadra 2.....	58
Fig. 5.74. Pieza 6 escuadra 2.....	58
Fig. 5.75. Terminal funda codo.....	59
Fig. 5.76. Distancia de los terminales al punto medio de la ranura de ajuste	59
Fig. 5.77. Distancia de los terminales de las fundas, a la Pieza 6.....	60
Fig. 5.78. Explosionado Escuadra 2	60
Fig. 5.79. Antebrazo.....	61
Fig. 5.80. Unión cables SMA-Tendón.....	62
Fig. 5.81. Caja unión cables SMA-Tendón [22].....	63
Fig. 5.82. Tornillo tensor [20]	63
Fig. 5.83. Terminal de cable roscado / Prisionero roscado [25].....	63
Fig. 5.84. Terminal cable [26]	64
Fig. 5.85. Guía y mesa deslizante [27].....	64
Fig. 5.86. Uniones terminales roscados.....	64

Fig. 5.87. Potenciómetro de membrana [28]	65
Fig. 5.88. Rodillo potenciómetro	65
Fig. 5.89. Rodillo potenciómetro montado unido al carrito	65
Fig. 5.90. Despieces terminales roscados y guía	66
Fig. 5.91. a) Presentación dentro de la caja. b) Agujeros de la caja.....	66
Fig. 5.92. Montaje de los subconjuntos	67
Fig. 6.1. Longitud de la estructura de la espalda en mm	68
Fig. 6.2. Juego de tijeras	69
Fig. 6.3. a) Regulación de la tijera inferior. b) Regulación tijera superior (mm)	69
Fig. 6.4. Ajuste ancho del hombro.....	70
Fig. 6.5. Ajuste ancho del brazo	70
Fig. 6.6. Ajuste ancho del brazo	71
Fig. 6.7. Ajuste largo brazo	71
Fig. 6.8. Ajuste Polea 3 (mm).....	72
Fig. 6.9. Posición de reposo.....	72
Fig. 6.10. Movimientos de abducción del exoesqueleto.....	73
Fig. 6.11. Movimiento de aducción del exoesqueleto	73
Fig. 6.12. Movimiento de flexión.....	74
Fig. 6.13. Movimiento de extensión.....	74
Fig. 6.14. Movimiento de rotación interna	75
Fig. 6.15. Movimiento de rotación externa.....	75
Fig. 6.16. Combinación de movimientos	76

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 4.1. DIMENSIONES	11
TABLA 5.1. ECUACIONES SISTEMA 1	14
TABLA 5.2. ECUACIONES DEL SISTEMA 2.1	15
TABLA 5.3. ECUACIONES SISTEMA 2.2	17
TABLA 5.4. ECUACIONES APAREJO FACTORIAL	18
TABLA 5.5. ECUACIONES SISTEMA 3.1	19
TABLA 5.6. ECUACIONES SISTEMA 3.2	20
TABLA 5.7. ECUACIONES APAREJO POTENCIAL.....	21
TABLA 5.8. ECUACIONES SISTEMA 4.1	22
TABLA 5.9. ECUACIONES SISTEMA 5.1	23
TABLA 5.10. ECUACIONES SISTEMA 5.2	25
TABLA 5.11. ECUACIONES SISTEMA 6.1 Y SISTEMA 6.3	27
TABLA 5.12. ECUACIONES SISTEMA 6.2 Y SISTEMA 6.4	27
TABLA 5.13. REQUISITOS DE FUERZA DE LOS SISTEMAS	31
TABLA 7.1. PRESUPUESTO DE FABRICACIÓN.....	77
TABLA 8.1. TABLA DE PESOS	79
TABLA 10.1. PRESUPUESTO DE REALIZACIÓN	82

1. INTRODUCCIÓN

Con el objetivo de contextualizar el presente proyecto se exponen a continuación los principales problemas que se intentan resolver mediante los exoesqueletos de rehabilitación y el impacto socioeconómico que representan.

1.1. Causas de la pérdida de la función motora

Los principales problemas que pueden provocar la pérdida total o parcial de la capacidad motora son los accidentes cerebrovasculares o los traumatismos que afectan a la medula espinal.

Los accidentes cerebrovasculares (CVA) [1] se producen por una deficiencia del riego sanguíneo al cerebro. Se diferencian en isquémicos, que ocurren generalmente cuando un coágulo sanguíneo tapa o bloquea un vaso sanguíneo del cerebro, y hemorrágicos, que se producen cuando uno de los vasos sanguíneos del cerebro se rompe y el cerebro se inunda de sangre. En este último caso la probabilidad de muerte es muy alta. En caso de no producir la muerte de la persona afectada, estos ataques pueden provocar diferentes deficiencias en la función motora afectando parcial o totalmente a la motricidad del paciente.

Tras sufrir un accidente cerebrovascular, la zona afectada del cerebro queda inutilizada. No obstante, gracias a la plasticidad del cerebro, las tareas gobernadas por la zona dañada pueden ser absorbidas por otras áreas. Para lograr esto es necesario actuar en el menor tiempo posible. Las terapias que permiten esta reabsorción y por lo tanto reestablecer la capacidad motora perdida, son las terapias de rehabilitación físicas. Este tipo de terapias se basan en la repetición de movimientos, de manera lenta y consecutiva.

En el caso de traumatismos o lesiones de la medula espinal [2], se produce la pérdida de la capacidad motora debido a la interrupción de la transmisión de información a través de la medula espinal. Una lesión en la médula espinal puede ser: completa, cuando se pierde toda la sensibilidad y a función motora por debajo de la zona afectada, o incompleta, cuando la persona afectada tiene dificultad para desarrollar cierta actividad motora o sensorial por debajo de la zona afectada. En ambos casos se produce una interrupción de la comunicación entre el cerebro y los elementos terminales, órganos o músculos.

Si se trata de traumatismos leves, la inflamación que afecta a la médula puede ser tratada con medicación y reposo. En los casos más graves, la médula puede resultar seriamente dañada, siendo necesario recurrir a cirugía. En cualquiera de los casos, la última fase de la recuperación pasa por una terapia física, que nuevamente se basa en la repetición de movimientos de manera consecutiva.

Es en estas terapias físicas de recuperación donde entran los exoesqueletos. Tradicionalmente estas terapias se han llevado a cabo por terapeutas, que guían a los pacientes en los procesos y ayudan a realizar los movimientos precisos. Dependiendo de la terapia requerida pueden ser necesarias una o varias personas para atender a un solo paciente.

1.2. Impacto socioeconómico

Como se ha indicado, estas terapias se basan en la repetición de movimientos de extremidades, lo que exigen algunos casos que el terapeuta mueva las extremidades del paciente. Estas acciones suponen un importante cansancio físico para terapeuta que se prolonga a lo largo de su jornada de trabajo.

Un exoesqueleto empleado en una terapia de rehabilitación no requiere que el terapeuta realice los movimientos de la extremidad del paciente, por lo que no se produce agotamiento físico. Por otra parte, la persona encargada de realizar la terapia no necesita dedicarse a un único paciente, por lo que puede asistir a varios al mismo tiempo. Esto supone un descenso del coste por paciente y terapia. A lo largo de la terapia, el exoesqueleto puede monitorizar los movimientos del paciente obteniendo datos exactos del progreso de la terapia, que permiten actuar en consecuencia. Esto se traduce en una terapia más efectiva, y por lo tanto una recuperación más rápida [3].

Resumiendo, la incorporación de exoesqueletos a las terapias de rehabilitación se traduce en:

- ➔ Una mejora de las condiciones de trabajo de las personas que asisten a los pacientes en las terapias.
- ➔ Una reducción del tiempo y una mejora de las terapias que reciben los pacientes.
- ➔ Motivación del paciente para involucrarlo en la terapia de rehabilitación con la ayuda de videojuegos controlados por el exoesqueleto.
- ➔ Una reducción de los costes asociados a las terapias de rehabilitación.

Es necesario destacar que la incorporación de exoesqueletos a las terapias de rehabilitación no significa la eliminación de la actividad de los terapeutas. Seguirá siendo imprescindible la supervisión de la terapia y la asistencia a los pacientes. También puede darse el caso de que el paciente no se sienta cómodo con el empleo del exoesqueleto, por lo que será necesario aplicar una rehabilitación tradicional.

Si que será necesario que aquellas personas que trabajen con exoesqueletos conozcan el funcionamiento de los mismos para poder explotar sus facultades y suplir aquellos aspectos que no puedan cubrir estos dispositivos. En todo momento el criterio del terapeuta deberá prevalecer, el exoesqueleto es una herramienta que pretende facilitar la terapia.

1.3. Diseño previo y propuesta

Anterior al diseño que se propone en este trabajo, se han desarrollado otros exoesqueletos, tanto vestibles como con soporte auxiliar para rehabilitación de hombro. Algunos de ellos se comentarán en el capítulo 2. Estado del arte, pero es necesario destacar en este punto el Trabajo Fin de Grado (TFG) realizado por Jorge Domínguez Barcala [4]. Este proyecto llevado a cabo en 2016 fue tutorizado por Dorin Sabin Copaci, tutor también del presente TFG.

La propuesta de Jorge Domínguez Barcala fija el punto de partida de este TFG. Los principales objetivos del nuevo diseño se centran en, mejorar el diseño (mejorando la parte de actuación e integrando sensores para la captación de datos de los movimientos), reducir costes de fabricación y peso total del conjunto. Para ello será

necesario explorar nuevos diseños de las piezas que componen el exoesqueleto cambiando el aspecto del dispositivo. Como mejora del diseño anterior se pretende implementar los movimientos de rotación interna y rotación externa además de los movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión. También se diseñarán sistemas de ajuste que permitan que pacientes que presenten distintas dimensiones del miembro superior puedan usar exoesqueleto. El diseño se ha pensado para pacientes con movilidad reducida, por lo que el tiempo que se requiere para vestir el exoesqueleto es reducido, y los diferentes ajustes que se deban realizar sean también rápidos y accesibles.

Se continúan empleando actuadores SMA. Estos actuadores son ligeros y económicos, además de presentar un nivel de ruido muy inferior al de otros actuadores. Han sido empleados con éxito en proyectos anteriores, realizados por el Laboratorio de robótica, RoboticsLab de la Universidad Carlos III de Madrid [5], [6] .

1.4. Estructura de la memoria

El presente escrito se divide en 11 capítulos. Seguidamente se comenta el contenido de cada uno de ellos.

En la Introducción, se han expuesto los principales problemas y la solución que se propone en el presente proyecto. Se ha comentado también el impacto que un dispositivo como el desarrollado puede tener en pacientes, terapeutas y centros de salud.

En el siguiente capítulo se expondrán brevemente algunos de los dispositivos de características similares al que aquí se propone. El propósito es establecer una idea general del estado actual de este tipo de tecnología.

En el capítulo de Sensores y actuadores se detallan las características de los distintos dispositivos empleados en el diseño tanto para el sistema de actuación como para el sistema de captación de datos relativos al movimiento del exoesqueleto.

En el capítulo Biomecánica del hombro, se detallan los movimientos que puede reproducir el exoesqueleto diseñado. A continuación, se detalla el desarrollo del dispositivo, comenzado por los cálculos necesarios que determinan el sistema de actuación, para posteriormente presentar el diseño de los distintos subconjuntos y las piezas que los componen.

En el análisis del dispositivo se detallan los ajustes y movimientos que puede realizar el exoesqueleto. Los capítulos de Presupuesto de fabricación y de Relación de pesos, presentan tablas con la información pertinente en cada caso.

Tras la explicación y el análisis del exoesqueleto diseñado se presenta un capítulo de Conclusiones y trabajos futuros, en el que se intenta evaluar el trabajo realizado y proponer nuevos proyectos que permitan mejorar el diseño o complementarlo.

El capítulo de Presupuesto que refleja el coste de elaboración del presente TFG en base al tiempo y las personas involucradas en él. Se detallan también en este capítulo el coste asociado al software empleado.

Finalmente se recoge la Bibliografía consultada para la elaboración del proyecto y los Anexos de planos de las piezas diseñadas y las hojas de características de los elementos comerciales integrados en el diseño general.

2. ESTADO DEL ARTE

Los exoesqueletos para asistencia en rehabilitaciones han demostrado desde hace tiempo su gran potencial. Actualmente existen distintos modelos de exoesqueletos con diferentes características, los de miembro inferior son los más desarrollados, pero se pueden encontrar de miembro superior e incluso destinados a terapias de mano.

Con el objetivo de situar el estado actual del campo en el que se enmarca este Trabajo fin de Grado, se destacan a continuación algunos de los dispositivos desarrollados destinados a la rehabilitación del miembro superior.

A continuación, se presentan 4 dispositivos como ejemplo de exoesqueletos tanto comerciales como prototipos de laboratorio de investigación. Dentro de estos dos grupos principales se hace una distinción entre estáticos, portátiles y vestibles.

2.1. Armeo Power

Como ejemplo de dispositivo comercial estático se presenta el Armeo Power, Figura 2.1. La empresa Hocoma comercializa actualmente diferentes dispositivos para rehabilitación del miembro superior entre los que se encuentra el Armeo Power.



Fig. 2.1. Armeo Power [21]

Se trata de un dispositivo estático totalmente actuado que presenta 6 grados de libertad (7 junto con el dispositivo opcional, Manovo Power) cada uno de ellos actuado mediante un motor DC. Cada grado de libertad cuenta también con dos sensores angulares que permiten medir la posición en todo momento. Armeo Power reproduce los movimientos de: Abducción horizontal del hombro (de -169° a $+50^{\circ}$), Flexión/Extensión del hombro (de $+40^{\circ}$ a $+120^{\circ}$), Rotación interna/externa de Hombro (de 0° a 90°), Flexión/Extensión del codo (de 0° a 100°), Pro-Supinación del antebrazo (de -60° a 60°) y Flexión/extensión de la muñeca (de -60° a 60°). El sistema se encuentra montado sobre una plataforma móvil, pero dado que su peso total es de 205 kg no se incluye aquí como dispositivo portátil. Su precio es de alrededor de 100.000 € [7].

2.2. Harmony

Un dispositivo desarrollado recientemente es el Harmony [8]. En la Figura 2.2 se muestra el dispositivo en el entorno de diseño (izquierda) y el prototipo fabricado (derecha). Este exoesqueleto no es comercial por el momento, pero presenta una alta funcionalidad. Permite reproducir los movimientos de abducción- aducción (118° y 60°), flexión-extensión (160° y 45°), rotación interna-rotación externa (79° y 80°) para el hombro, flexión del codo (150°) y pronación-supinación (172°). Es actuado por medio de 14 motores y presenta un peso de 31,2 Kg. Este peso hace necesario que este exoesqueleto se monte sobre un soporte rígido. No puede por lo tanto comprenderse como un dispositivo portátil, pero si podría llegar a ser trasladado de un lugar a otro dentro de un centro de rehabilitación por ejemplo, con mayor facilidad que el presentado anteriormente.

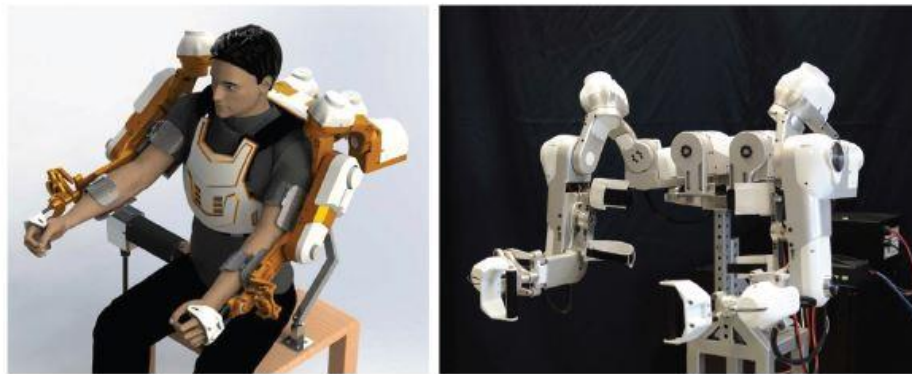


Fig. 2.2. Harmony [8]

2.3. Rupert

Como ejemplo de prototipo de laboratorio de investigación se presenta el RUPERT [9] desarrollado en la Arizona State University en el año 2005. Cuenta con 4 grados de libertad que le permiten reproducir el movimiento de flexión del hombro, extensión del codo, pronación del antebrazo y la extensión del conjunto mano-muñeca. El dispositivo es actuado mediante 4 actuadores neumáticos que permiten reducir su peso total. Como se aprecia en la Figura 2.3 es un dispositivo vestible que se adapta a la estructura del paciente.



Fig. 2.3. Rupert [9]

2.4. ORTE

Por último, se presenta en este capítulo el dispositivo ORTE [10], desarrollado por la empresa Aura Innovative Robotics (<https://aurarobotix.com>), una spin-off de la Universidad Politécnica de Madrid.



Fig. 2.4. ORTE [10]

ORTE es un prototipo para rehabilitación de hombro capaz de adaptarse a diferentes pacientes. En su versión de 6 grados de libertad, ORTE6, asiste al paciente en los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación del codo y en flexión-extensión, rotación interna y externa y abducción- aducción del hombro.

Implementa un modo de operación de diagnóstico que proporciona modelos 3D de los movimientos del paciente. En el modo terapia, asiste a las terapias de recuperación, asistiendo al paciente mediante la acción de los 6 servomotores actúan el dispositivo.

Como se aprecia en la Figura 2.4 el dispositivo se ancla a una estructura fija y se ajusta a las necesidades del paciente. No llega a ser un exoesqueleto vestible puesto que no emplea el cuerpo del paciente como única estructura de soporte, pero por su peso y dimensiones puede incluirse dentro de los dispositivos portátiles.

3. ACTUADORES Y SENSORES

Anteriormente se ha señalado la importancia de los actuadores empleados en este diseño y la necesidad de integrar sensores que permitan realizar un adecuado sistema de control. A continuación se describen los actuadores y sensores empleados.

3.1. Actuadores SMA

Se trata de finos hilos de aleaciones metálicas, siendo las de níquel- titanio las más empleadas. Incrementando su temperatura, mediante el efecto Joule, el material alterna entre su estructura austenítica y martensítica. El cambio entre estas estructuras se traduce en una variación de la longitud del hilo. El control de la variación de longitud es un importante campo de estudio [11], que queda fuera del objetivo de este proyecto.

A diferencia de los actuadores convencionales empleados en los dispositivos presentados en el capítulo 2. Estado del arte, estos actuadores presentan un peso muy reducido. Cada cable puede generar una fuerza de tracción de hasta 115 N si son debidamente asegurados en sus extremos. Con el objetivo de prolongar su vida útil, la fuerza que se requerirá de cada cable en el diseño será de entre 40 y 35 N, lo que requerirá juntar varios cables para alcanzar fuerzas mayores.

Como se ha venido comentando, estos actuadores experimentan cambios en sus dimensiones. La longitud que se contraen los cables está directamente relacionada con la longitud total del cable. Para la aplicación que aquí se desarrolla se trabaja con una contracción del 4 % de la longitud total del cable [12].

Existen otros parámetros a tener en cuenta como los ciclos de funcionamiento que se relacionan con la temperatura que alcanza el actuador durante su funcionamiento. En este sentido también tiene mucha relevancia la longitud del cable empleado, puesto que cuanto más largo sea el cable más resistencia presenta y más temperatura se alcanza durante su funcionamiento. La longitud por tanto se limita a menos de 1,7m [12].

3.2. Sensor MPU6050

Se trata de un sensor inercial [13]. El exoesqueleto cuenta con tres sensores de este tipo que darán datos de la posición de las distintas partes de exoesqueleto durante los movimientos. Un sensor colocado en la espalda permanece inmóvil, actuando como el punto de referencia, un segundo sensor se sitúa la pieza que se encuentra en contacto con el brazo del paciente y el tercero en la parte del antebrazo más próxima a la muñeca.

3.3. Potenciómetro de membrana

Se trata de potenciómetros montados en fijas tiras adhesivas [14]. Es posible cambiar el valor de su resistencia presionando en distintas partes de la tira. Presentan unas dimensiones y peso reducidos, muy adecuadas para las necesidades del diseño.

Estos potenciómetros se emplean para medir el desplazamiento lineal del cable de SMA en cada momento. Como se detalla más adelante, los potenciómetros se sitúan en el punto de unión entre los cables de SMA y el tendón que se une cada polea.

4. BIOMECÁNICA DEL HOMBRO

El exoesqueleto que se propone desarrollar en este TFG pretende reproducir los movimientos del hombro realizados por una persona en la vida cotidiana [15]. A continuación, se detalla cada uno de los movimientos a reproducir.

4.1. Abducción y aducción

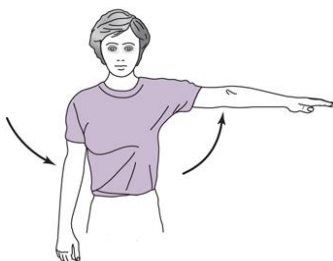


Fig. 4.1. Aducción y Abducción [20]

Durante el movimiento de abducción, el brazo se desplaza de manera paralela al plano frontal, que es el plano que se dispone de manera vertical y divide el cuerpo en anterior y posterior. Este movimiento es un movimiento de rotación alrededor de un eje situado perpendicularmente a plano mencionado, localizado en la articulación del hombro.

Tal como indica la flecha de la derecha de la Figura 4.1, el brazo se separa del cuerpo hasta alcanzar un ángulo de 180 grados desde la posición anatómica. Puesto que el objetivo es reproducir los movimientos de la vida diaria, el ángulo que se pretende alcanzar es de solo 130 grados desde la posición anatómica.

El movimiento de aducción es el movimiento antagónico al de abducción. La rotación se produce alrededor del mismo eje y el brazo describe una trayectoria paralela al plano frontal. El brazo en este caso se desplaza hacia el cuerpo, como indica la flecha izquierda de la Figura 4.1, pudiendo alcanzar los 45 grados. Para realizar los movimientos habituales de la vida diaria basta con 15 grados.

4.2. Flexión y extensión



Fig. 4.2. Flexión [20]

El movimiento de flexión se realiza desplazando el brazo de manera paralela al plano sagital, como se indica en la Figura 4.2. La rotación del hombro se produce alrededor de un eje perpendicular a este plano. Durante el movimiento se desplaza el brazo hacia delante pudiendo alcanzar los 180 grados. Para los movimientos cotidianos únicamente son necesarios 120 grados.



Fig. 4.3. Extensión [20]

La extensión del hombro se produce en sentido contrario a la flexión, Figura 4.3. En este caso el ángulo que se puede llegar a alcanzar es de 50 grados. El ángulo que se pretende reproducir es de 45 grados.

4.3. Rotación interna y rotación externa



Fig. 4.4. Rotación interna [20]

El movimiento de rotación interna parte de la posición anatómica con el codo flexionado a 90 grados. Con esta posición se realiza una rotación de manera que el antebrazo permanece en todo momento paralelo al plano transversal. La Figura 4.4 muestra la posición final que se alcanza con este movimiento. La rotación interna hace que el antebrazo se aproxime al cuerpo. Este movimiento puede abarcar un ángulo de 30 grados, pero solo se reproducirán 15.



Fig. 4.5. Rotación externa [20]

La rotación externa parte de la misma posición que en el caso de la rotación interna, pero el movimiento aleja el antebrazo del cuerpo. La Figura 4.5 muestra la posición final que se alcanza al realizar este movimiento. El ángulo que se pretende reproducir es de 60 grados, pero el movimiento puede alcanzar los 90 grados.

4.4. Elevación de la escapula

Asociado a los movimientos de abducción-aducción y de flexión-extensión, se produce un desplazamiento del centro de rotación (elevación de la escapula), que es necesario tener en cuenta. Este movimiento se debe a la propia articulación y ha sido estudiado y reproducido en anteriores diseños [16].

Permitir que este movimiento sea reproducido por el exoesqueleto es necesario para evitar que el paciente sufra cualquier tipo de daño durante la terapia.

Para permitir este movimiento se integran en el diseño los subconjuntos de Elevación hombro, que se explicaran en detalle en el capítulo correspondiente.

4.5. Dimensiones

El exoesqueleto debe ajustarse adecuadamente a la complexión de cada paciente para reproducir sus movimientos. Las distintas piezas que componen el exoesqueleto han sido dimensionadas en base a las medidas de los pacientes a los que se dirige.

Como punto de partida se considera un sujeto de 170 cm de altura, y se estudia el margen necesario para poder abarcar un espectro de individuos desde los 160 a los 180 cm de altura. El exoesqueleto debe poder ajustarse a las necesidades de los pacientes que se encuentren entre estos rangos.

Diferentes estudios han establecido relaciones porcentuales entre la estatura total del individuo y la longitud de los distintos segmentos de su cuerpo [17]. A continuación, se presentan las medidas de interés para este proyecto (Tabla 4.1).

TABLA 4.1. DIMENSIONES

Segmento	% estatura hombre	% estatura mujer	% medio	Longitud de segmento H = 160 (cm)	Longitud de segmento H = 170 (cm)	Longitud de segmento H = 180 (cm)
Brazo	18,9	19,3	19,1	30,56	32,47	34,38
Antebrazo	14,5	15,2	14,85	23,76	25,25	26,73
Altura del tronco	28,9	30,1	29,5	47,2	50,15	53,1
Ancho entre hombros	25,9	24,5	25,2	40,32	42,84	45,36

La manera de acomodar el exoesqueleto a distintos pacientes es dotar a este de distintos ajustes. Algunas de estos ajustes se dimensionan en base a los datos recogidos en la Tabla 4.1, mientras que otros son aproximaciones dado que atienden a otros factores como el desarrollo de la musculatura o la grasa corporal.

5. DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

En este capítulo se detallan todos los aspectos relacionados directamente con el desarrollo del exoesqueleto. En capítulo 5.1 Cálculos de actuación se detallan y explican los diferentes sistemas estudiados para poder llevar a cabo la actuación del dispositivo. Como se ha indicado anteriormente es necesario cumplir unos requisitos mínimos como la fuerza y longitud de los actuadores o los ángulos y momentos de torsión que se requieren en los movimientos. En el capítulo 5.2 Diseño del dispositivo, se exponen detalladamente todas las piezas que componen el exoesqueleto. Se explicará su función y cómo interaccionan con las piezas próximas y con el paciente.

5.1. Cálculos de actuación

Los actuadores empleados son cables de SMA, cuyas características se han detallado anteriormente. Estos cables producen desplazamiento lineal, por lo que es necesario combinarlos con poleas para lograr los movimientos de rotación deseados. Las poleas se disponen paralelas a los tres planos corporales, con sus ejes de rotación coincidentes con cada uno de los ejes de rotación del hombro del paciente.

En cada uno de los movimientos es necesario mover el brazo del paciente un determinado ángulo por lo tanto el peso del brazo representa la fuerza que debe proporcionar el exoesqueleto. Los cálculos que se detallan a continuación toman como referencia los análisis que constan en el artículo realizado por *D. Copaci et al* [18]. En este artículo se detalla el análisis de los movimientos de flexión, extensión y abducción, alcanzando -45, 120 y 120 grados respectivamente. Las simulaciones se realizan para un individuo de 75 Kg de peso y 1,75 m de altura y realizando los movimientos con una frecuencia de 0,25 Hz. Estas simulaciones demuestran que un par de rotación de 12 Nm es suficiente para realizar los movimientos anteriormente detallados.

Para simplificar los cálculos y el diseño, cada una de las poleas deberá poder aportar un par de torsión de 12 Nm, a pesar de que en el caso de en los movimientos de rotación interna y rotación externa es par necesario sea menor, ya que no requiere elevar el brazo desde su posición de reposo.

La fuerza que aporta cada uno de los cables de SMA quedará restringida a 35-40 N, para no reducir rápidamente su vida útil y su contracción será un 4 % de su longitud total. Hay que tener en cuenta que los cables se introducen en una funda PTFE que a su vez se introduce en una funda Bowden. Este conjunto ha sido empleado en los proyectos citados anteriormente como medio de evacuación del calor que se produce durante el funcionamiento de los cables SMA. Para asegurar su correcto funcionamiento, este conjunto de fundas puede albergar hasta 6 cables de SMA en su interior. En caso de necesitar más cables sería necesario emplear fundas adicionales.

Después de realizar varias simulaciones se vio la necesidad de establecer algunas restricciones para poder llegar a una solución adecuada:

- Radio de la polea final menor a 28 mm. Es necesario establecer esta restricción por motivos de diseño. Si la polea encargada de generar el movimiento es mayor a este valor, puede entrar en contacto con otras partes del exoesqueleto o del paciente cuando se realiza el movimiento, como se observa en la Figura 5.1.

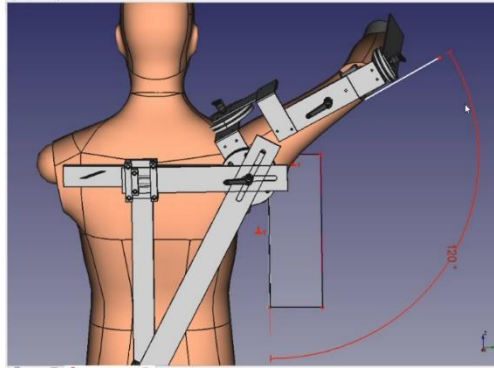


Fig. 5.1. Interferencia de la polea con el cuerpo del paciente

- El radio menor que se puede implementar en el sistema es 3 mm. Este radio pertenece al radio de un tornillo prisionero como el de la Figura 5.2, que se acoplaría en el eje de la polea. El tornillo prisionero tendría como objetivo asegurar el cable encargado de transmitir la fuerza.



Fig. 5.2. Tornillo prisionero [22]

- El ángulo que tiene que poder alcanzar el sistema es 130° , el más restrictivo. Este ángulo es el máximo necesario en el movimiento de abducción. El resto de los ángulos que tiene que ejecutar el exoesqueleto son menores.
- Como se ha señalado anteriormente, la fuerza requerida a los cables SMA será de entre 35-40 N.
- La longitud de los cables se limitará a un máximo de 1,7 m.

Teniendo en cuenta estas restricciones, se proponen varios sistemas que combinan aparejos y poleas. El objetivo es encontrar la relación que requiera menor aporte de fuerza por parte de los cables de SMA (F_1) y que al mismo tiempo requiera la menor contracción de los cables posible (D_1) y por lo tanto menor longitud de los cables. Cada sistema se estudiará por separado, analizando sus ecuaciones y presentado las simulaciones realizadas en Matlab Simulink. Los sistemas desarrollados en Matlab Simulink se basan en un programa anterior realizado por el tutor de este TFG, el cual ha sido empleado en alguno de los proyectos anteriormente citados.

No constan las mismas variables en todos los casos, por lo que los sistemas en Matlab Simulink difieren entre ellos. La captura de la Figura 5.3 corresponde a uno de los esquemas empleados, concretamente al Sistema 3.1.

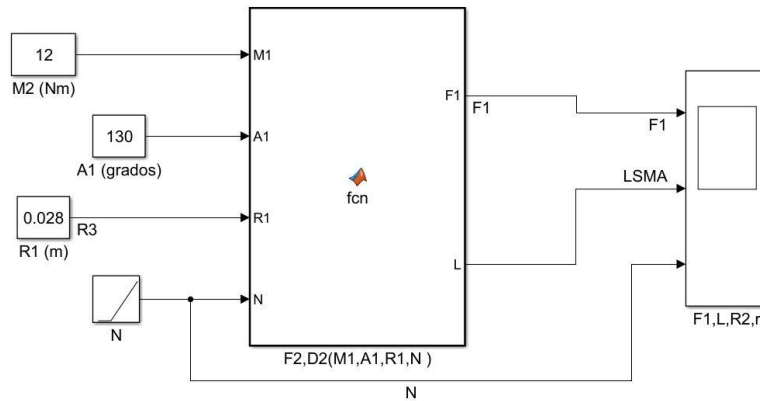


Fig. 5.3. Esquema Matlab Simulink

5.1.1. Sistema con polea simple. Sistema 1

El primer sistema planteado es el sistema representado en la Figura 5.4. La fuerza de los cables de SMA (F) es aplicada directamente a una polea simple (R). Esta polea es la encargada de generar el par necesario (M) para el movimiento.

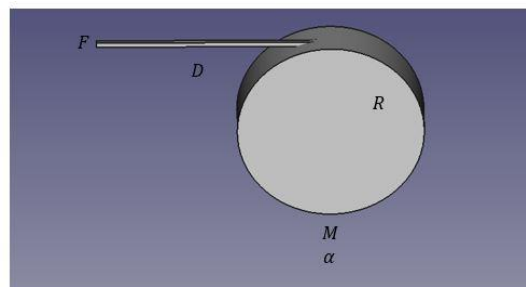


Fig. 5.4. Sistema 1

Las ecuaciones que describen el Sistema 1 se presentan en la Tabla 5.1, junto con los resultados numéricos. En las ecuaciones, α corresponde al ángulo de rotación de la polea y D es la distancia que es necesario contraer el cable para hacer rotar la polea un ángulo α . Las variables descritas hasta el momento se repetirán a lo largo de los distintos sistemas que se presentan en este capítulo.

TABLA 5.1. ECUACIONES SISTEMA 1

Análisis de la fuerza	Análisis de la distancia
$M = F * R \rightarrow F = \frac{M}{R}$ $F = \frac{12}{0.028} = 428.57 \text{ N} \approx 430 \text{ N}$	$D = \frac{2 * \pi * R * \alpha}{360}$ $D = \frac{2 * \pi * 0.028 * 130}{360} = 0.0635 \text{ m}$ $D = 63.5 \text{ mm}$

Como demuestran las ecuaciones de la Tabla 5.1, la fuerza que deben generar los cables de SMA es de 430 N, lo que supone emplear 13 cables de SMA, aplicando cada uno 35 N. La longitud de los cables debe ser de 1,6 m dado que la contracción que sufren es del 4% de su longitud total.

5.1.2. Sistema de polea simple y polea compuesta

Los sistemas que se presentan a continuación estudian la combinación de una polea doble, compuesta por dos poleas concéntricas solidarias con distinto radio y una polea simple.

5.1.2.1. Sistema 2.1

En la primera configuración representada en el Figura 5.5, la fuerza de los cables de SMA (F_1) se aplica sobre el radio mayor de la polea doble (R_1) y su radio menor (R_2) se une a la polea simple (R_3), que es la encargada de generar el par de rotación necesario (M_2) para realizar el movimiento.

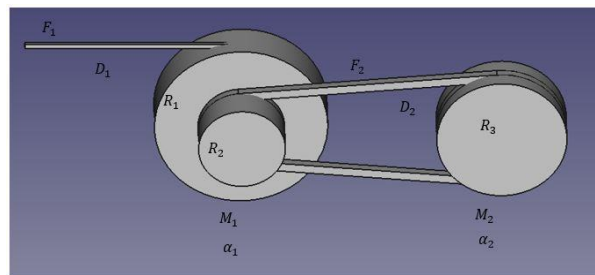


Fig. 5.5. Sistema 2.1

Las ecuaciones de la Tabla 5.2 relacionan los parámetros de la polea doble con los de la polea simple para obtener F_1 y D_1 en función de las variables del sistema.

TABLA 5.2. ECUACIONES DEL SISTEMA 2.1

Análisis de la fuerza	Análisis de la distancia
$M_2 = F_2 * R_3 \rightarrow F_2 = \frac{M_2}{R_3}$	$D_2 = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360}$
$M_1 = F_2 * R_2 = F_1 * R_1$	$\alpha_1 = \frac{D_2 * 360}{2 * \pi * R_2} = \frac{R_3}{R_2} * \alpha_2$
$F_1 = \frac{F_2 * R_2}{R_1} = \frac{M_2}{R_3} * \frac{R_2}{R_1}$	$D_1 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360} = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360} * \frac{R_1}{R_2}$

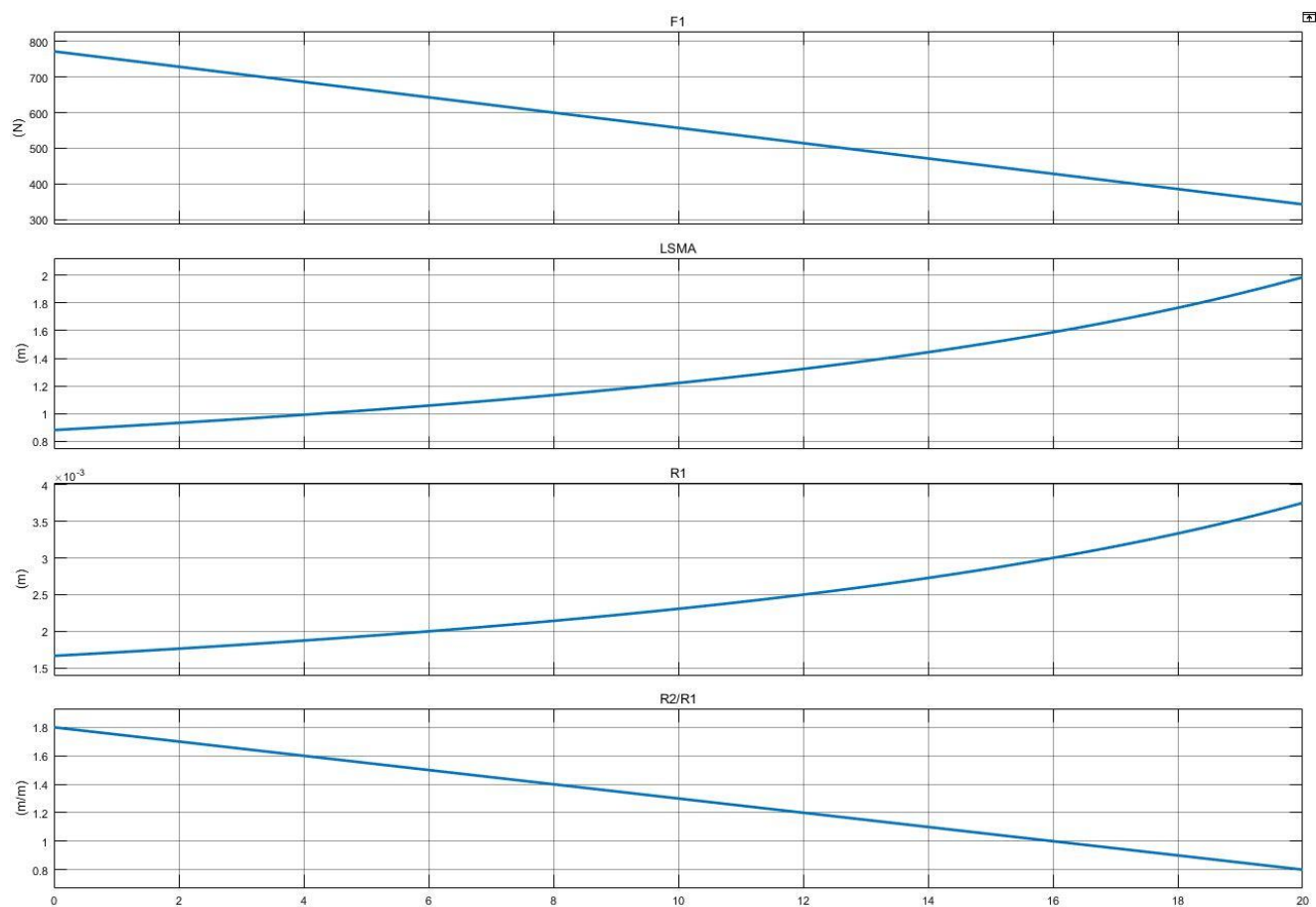


Fig. 5.6. Gráfica sistema 2.1

En la gráfica de la Figura 5.6 se presenta la variación de la fuerza (F_1) que deben generar los cables de SMA y su longitud (LSMA), en función del radio mayor de la polea doble (R_1). En la última gráfica de esta figura se presenta la relación entre los radios de la polea doble. El valor del radio menor (R_2) se fija en 3 mm, como se indica en las restricciones del sistema. Este sistema debería emplear 13 cables de SMA con una longitud de 1,6m.

5.1.2.2. Sistema 2.2

Al igual que el sistema anterior se emplean una polea doble y una polea simple. La diferencia, como muestra la Figura 5.7, es que la fuerza de los cables de SMA (F_1) se aplica sobre el radio menor de la polea doble (R_1 , en la Figura 5.7). El radio exterior de la polea doble (R_2) es el que se une a la polea simple, para generar el par de torsión del movimiento (M_2).

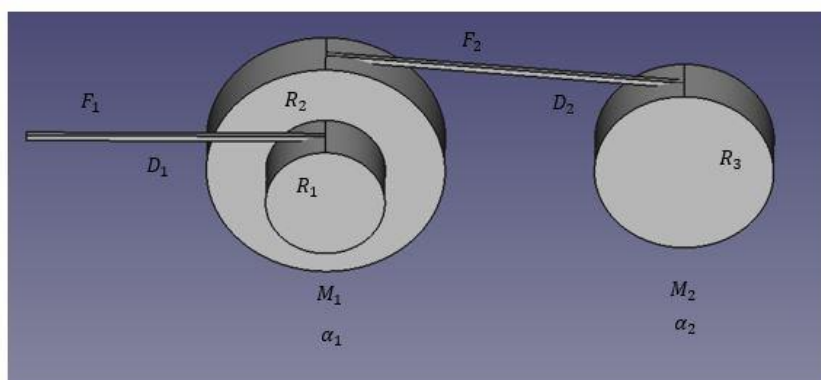


Fig. 5.7. Sistema 2.2

En este sistema aparece de nuevo la relación entre radios $\frac{R_1}{R_2}$. A diferencia del Sistema 2.1 la variable R_1 hace referencia al radio menor de la polea doble, mientras que R_2 denomina al radio mayor. La Tabla 5.3 muestra el desarrollo de las ecuaciones del sistema.

TABLA 5.3. ECUACIONES SISTEMA 2.2

Análisis de la fuerza	Análisis de la distancia
$M_2 = F_2 * R_3 \rightarrow F_2 = \frac{M_2}{R_3}$	$D_2 = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360}$
$M_1 = F_2 * R_2 = F_1 * R_1$	$\alpha_1 = \frac{D_2 * 360}{2 * \pi * R_2} = \frac{R_3}{R_2} * \alpha_2$
$F_1 = \frac{F_2 * R_2}{R_1} = \frac{M_2}{R_3} * \frac{R_2}{R_1}$	$D_1 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360} = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360} * \frac{R_1}{R_2}$

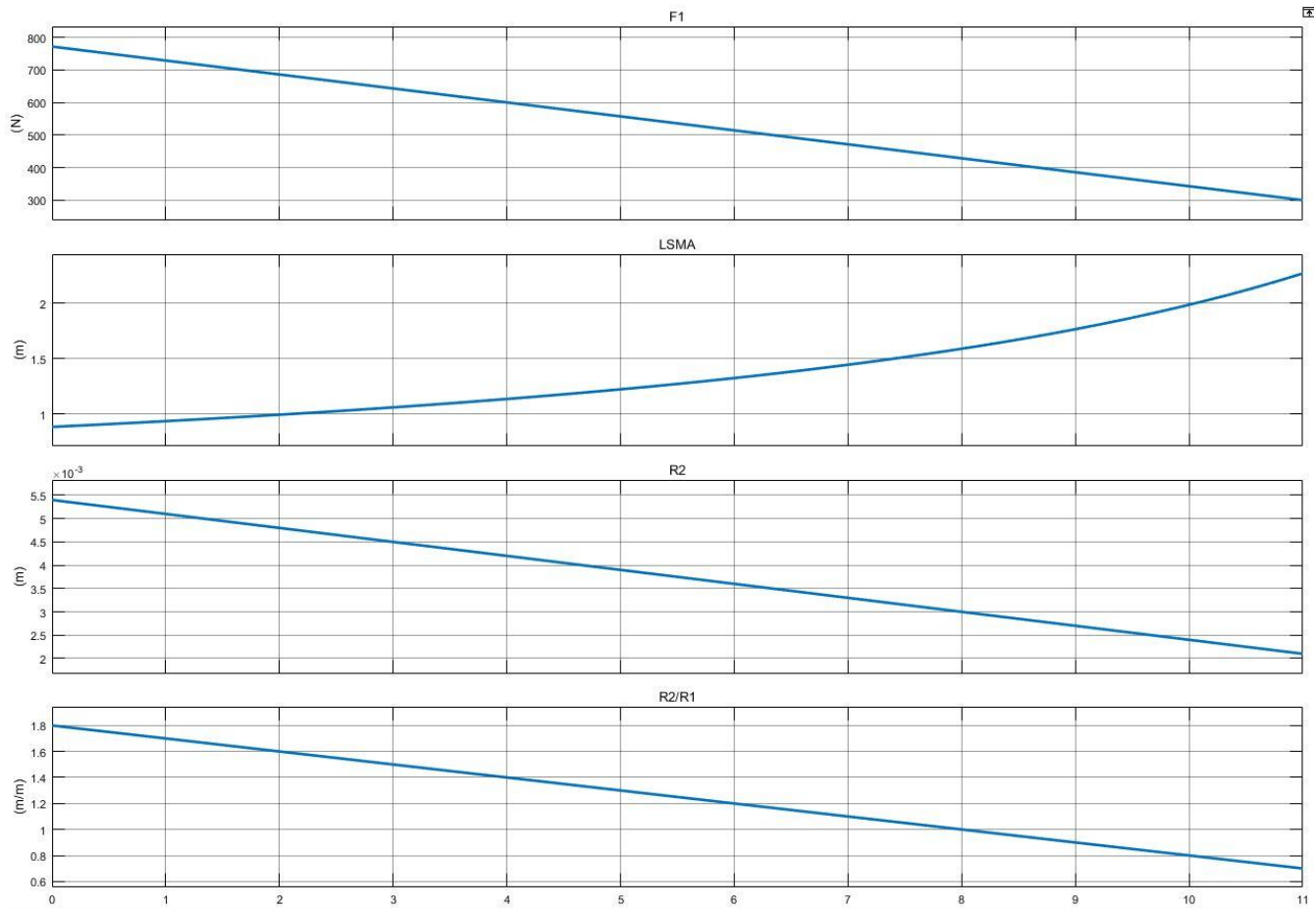


Fig. 5.8. Gráfica Sistema 2.2

La Figura 5.8 contiene las gráficas del Sistema 2.2. La relación entre los radios de la polea doble (R_2/R_1) presenta los mismos valores que en el Sistema 2.1 pero en este caso la variable $R_1 = 3 \text{ mm}$ es el radio menor. Este sistema debería emplear igualmente 13 cables de 1,6 m.

5.1.3. Sistema aparejo factorial polea simple

Un aparejo factorial es un sistema de poleas con ejes de rotación paralelos recorridas por un mismo cable. El sistema permite potenciar la fuerza aplicada en el extremo de manera que se obtiene una fuerza de salida mucho mayor. Mientras que la fuerza se incrementa a la salida del aparejo, la distancia que recorre el cable disminuye. La Tabla 5.4 presenta las ecuaciones que describen un aparejo factorial.

TABLA 5.4. ECUACIONES APAREJO FACTORIAL

<u>Fuerza</u>	<u>Distancia</u>
$F_{ENTRADA} = \frac{F_{SALIDA}}{2 * N}$	$D_{ENTRADA} = D_{SALIDA} * 2 * N$

N es el número de poleas totales empleadas en el aparejo factorial. Las poleas se disponen 2 a 2 sobre ejes de rotación paralelos.

5.1.3.1. Sistema 3.1

Este sistema combina un aparejo factorial con una polea simple como se detalla en el esquema de la Figura 5.9. La fuerza de los cables de SMA (F_1) es aplicada a la entrada del aparejo factorial, de manera que la fuerza de salida (F_2) es mayor que la de entrada. El punto de salida del aparejo factorial se une a la polea simple (R_1) que genera el par necesario (M_1) para realizar el movimiento.

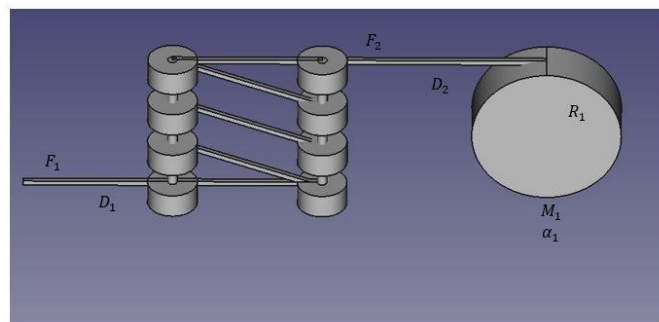


Fig. 5.9. Sistema aparejo factorial polea simple

La Tabla 5.5 contiene el desarrollo de las ecuaciones del sistema, teniendo en cuenta las ecuaciones correspondientes al aparejo factorial detalladas en la Tabla 5.4.

TABLA 5.5. ECUACIONES SISTEMA 3.1

Análisis de la fuerza	Análisis de la distancia
$M_1 = F_2 * R_1 \rightarrow F_2 = \frac{M_1}{R_1}$ $F_1 = \frac{F_2}{2 * N} = \frac{\frac{M_1}{R_1}}{2 * N} = \frac{M_1}{R_1 * 2 * N}$	$D_2 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360}$ $D_1 = D_2 * 2 * N = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1 * 2 * N}{360}$

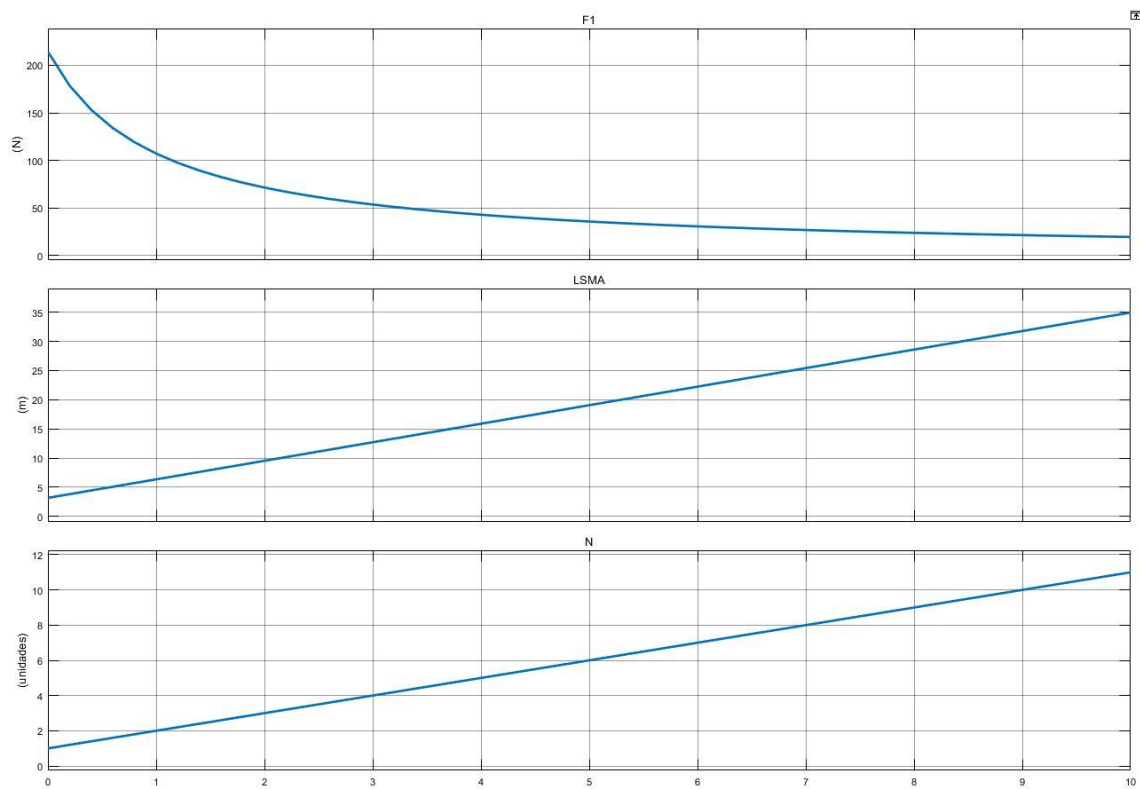


Fig. 5.10. Gráfica Sistema 3.1

Como refleja la gráfica de la Figura 5.10 a medida que aumenta el número de poleas que componen el aparejo factorial (N) desciende la fuerza que deben ejercer los cables de SMA (F1), pero aumenta demasiado la longitud necesaria (LSMA). Concretamente este sistema debería emplear cables de 10 metros si se emplean 2 poleas. Este sistema no es viable.

5.1.3.2. Sistema 3.2

En este caso aparejo se emplea el aparejo de manera que se requiera menor distancia a la entrada. La fuerza de los cables de SMA (F1) se aplica en la entrada del sistema de manera que la fuerza de salida (F2) sea menor que la de entrada. La distancia que deben de contraerse los cables (D1) es menor a la distancia que se contrae el cable que se une a la polea (D2).

El esquema del Sistema 3.2 es el mismo que el del Sistema 3.1, el representado en la Figura 5.9, pero las ecuaciones son diferentes como se muestra en la Tabla 5.6.

TABLA 5.6. ECUACIONES SISTEMA 3.2

<u>Análisis de la fuerza</u>	<u>Análisis de la distancia</u>
$M_1 = F_2 * R_1 \rightarrow F_2 = \frac{M_1}{R_1}$ $F_1 = F_2 * 2 * N = \frac{M_1 * 2 * N}{R_1}$	$D_2 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360}$ $D_1 = \frac{D_2}{2 * N} = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1 * D_2}{360 * 2 * N}$

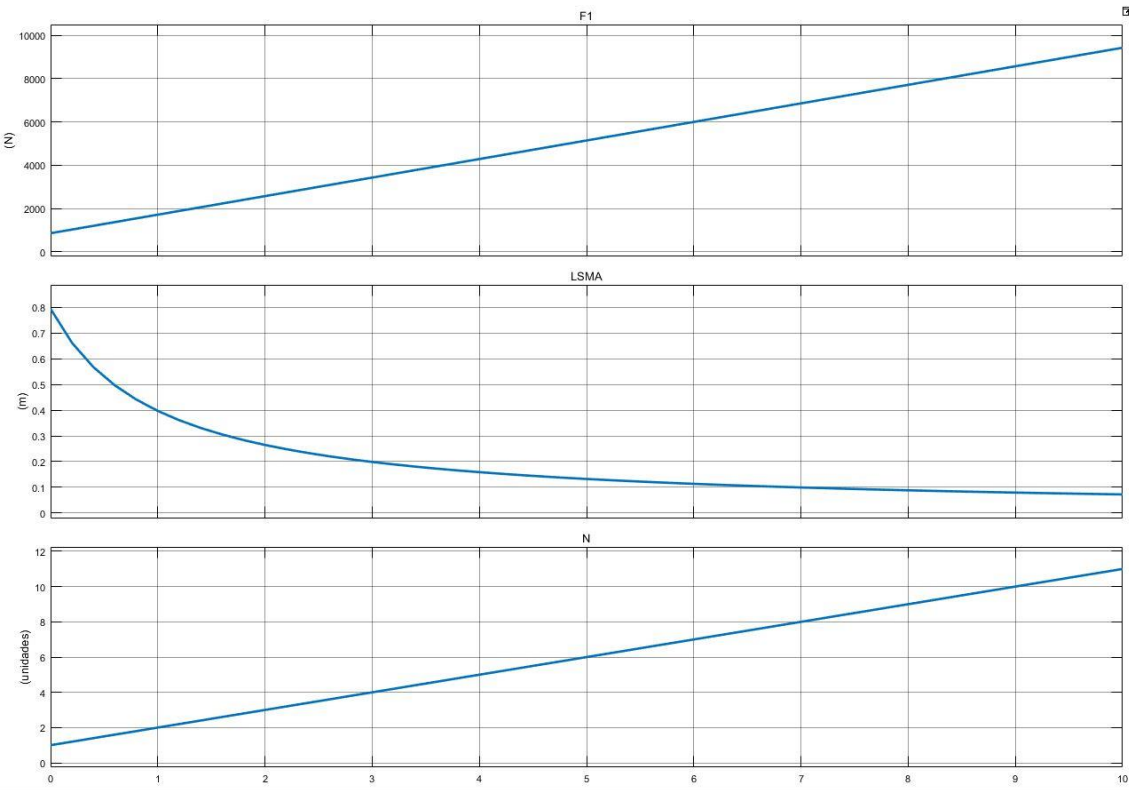


Fig. 5.11. Gráfica Sistema 3.2

En este caso, las gráficas de la Figura 5.11 muestran que se consigue una longitud de los cables de SMA muy pequeña (LSMA), pero la fuerza que estos deben generar es demasiado alta (F1). Para una longitud de cable de 0.8 metros los cables deberían ejercer una fuerza de más de 850 N, lo que supondría emplear 25 cables de SMA. Este sistema al igual que el anterior es inviable.

5.1.4. Sistema aparejo potencial polea simple

Un aparejo potencial (Figura 5.12) es un sistema que permite obtener una fuerza de salida mayor a la de entrada. La distancia que recorre el extremo de la salida en cambio es menor que el que recorre el extremo en el que se aplica la fuerza a la entrada. La Tabla 5.7 presenta las ecuaciones de este tipo de aparejo.

TABLA 5.7. ECUACIONES APAREJO POTENCIAL

Fuerza	Desplazamiento
$F_{ENTRADA} = \frac{F_{SALIDA}}{2^N}$	$D_{ENTRADA} = D_{SALIDA} * 2^N$

El parámetro N corresponde al número de poleas empleadas en el aparejo potencial. La primera polea se encuentra anclada a un punto fijo. El resto de las poleas se sitúan por debajo de la primera, creando un sistema escalonado en el que se emplean distintos cables.

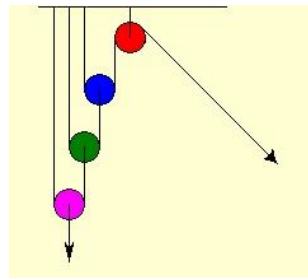


Fig. 5.12. Esquema aparejo potencial

5.1.4.1. Sistema 4.1

El Sistema 4.1, como presenta el esquema de la Figura 5.13, combina el aparejo potencial con una polea simple. En este sistema la fuerza generada por los cables de SMA (F_1) se aplica en la entrada del aparejo potencial de manera que se obtiene una fuerza de salida (F_2) mayor que la de entrada. Por el contrario, la distancia que deben contraerse los cables de SMA (D_1) es mayor que la distancia que recorre el cable a la salida del aparejo. La salida del aparejo se une a una polea simple (R_1) que genera el par de torsión (M_1).

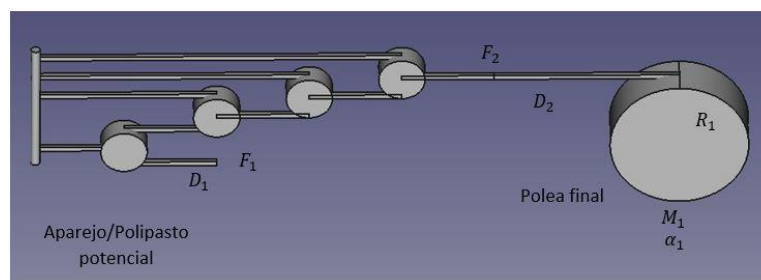


Fig. 5.13. Sistema 4.1

TABLA 5.8. ECUACIONES SISTEMA 4.1

<u>Análisis de la fuerza</u>	<u>Análisis de la distancia</u>
$M_1 = F_2 * R_1 \rightarrow F_2 = \frac{M_1}{R_1}$ $F_1 = \frac{F_2}{2^N} = \frac{M_1}{R_1 * 2^N}$	$D_2 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360}$ $D_1 = D_2 * 2^N = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1 * 2^N}{360}$

En la Tabla 5.8 se desarrollan las ecuaciones del Sistema 4.1, en las que se incorporan las ecuaciones del aparejo potencial.

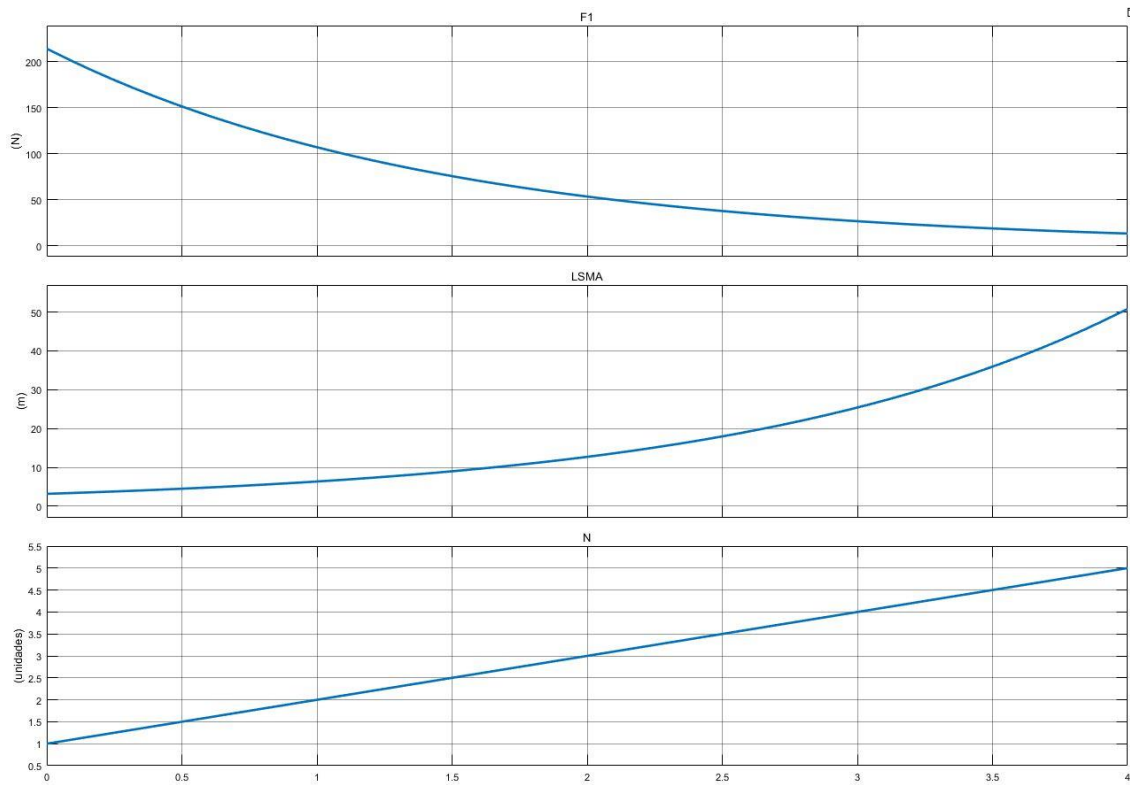


Fig. 5.14. Gráfica Sistema 4.1

Teniendo en cuenta que el aparejo necesita como mínimo dos poleas, se presenta la misma situación que el en Sistema 3.1. En las gráficas de la Figura 5.14 se observa como la fuerza que necesitan generar los cables de SMA (F1) es asumible pero su longitud (LSMA) es demasiado alta. Para un sistema de N=2, los cables de SMA debería tener una longitud de algo más de 6 metros, por lo tanto este sistema queda descartado.

5.1.5. Sistema de aparejo potencial y poleas

Los sistemas 5.1 (Figura 5.15) y 5.2 (Figura 5.17) combinan un aparejo potencial, una polea doble y una polea simple.

5.1.5.1. Sistema 5.1

En este sistema la fuerza generada por los cables de SMA (F_1) se aplica a la entrada del aparejo potencial de manera que se obtiene una fuerza de salida (F_2) mayor. La salida del aparejo se une con el radio mayor (R_1) de la polea doble, en la cual se genera un par de torsión (M_1). Finalmente, el radio menor de la polea doble (R_2) se une con la polea simple (R_3) en la cual se genera el par de torsión que se destina al movimiento (M_2).

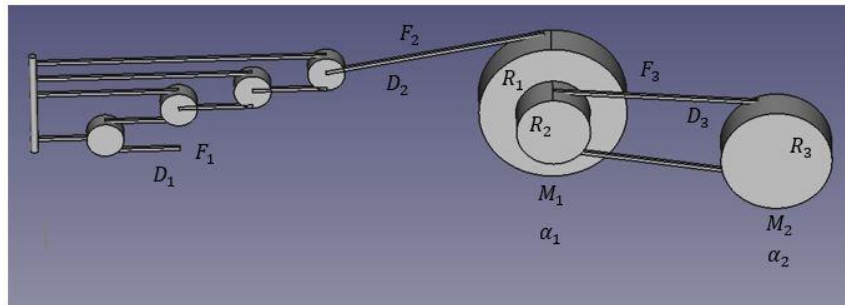


Fig. 5.15. Sistema 5.1

TABLA 5.9. ECUACIONES SISTEMA 5.1

Análisis de la fuerza	Análisis de la distancia
$M_2 = F_3 * R_3 \rightarrow F_3 = \frac{M_2}{R_3}$ $M_1 = F_3 * R_2 = F_2 * R_1$ $F_2 = \frac{M_2 * R_2}{R_3 * R_1}$ $F_1 = \frac{F_2}{2^N} = \frac{M_2}{R_3 * 2^N} * \frac{R_2}{R_1}$	$D_3 = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360}$ $\alpha_1 = \frac{D_3 * 360}{2 * \pi * R_2} = \frac{R_3 * \alpha_2}{R_2}$ $D_2 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360} = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$ $D_1 = D_2 * 2^N = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2 * 2^N}{360} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$

En las ecuaciones del sistema desarrolladas en la Tabla 5.9 aparece de nuevo la relación entre los radios de la polea doble. En este caso R_1 es el radio mayor cuyo valor se pretende obtener mediante el análisis de las simulaciones. R_2 es el radio menor cuyo valor se fija en 3 mm.

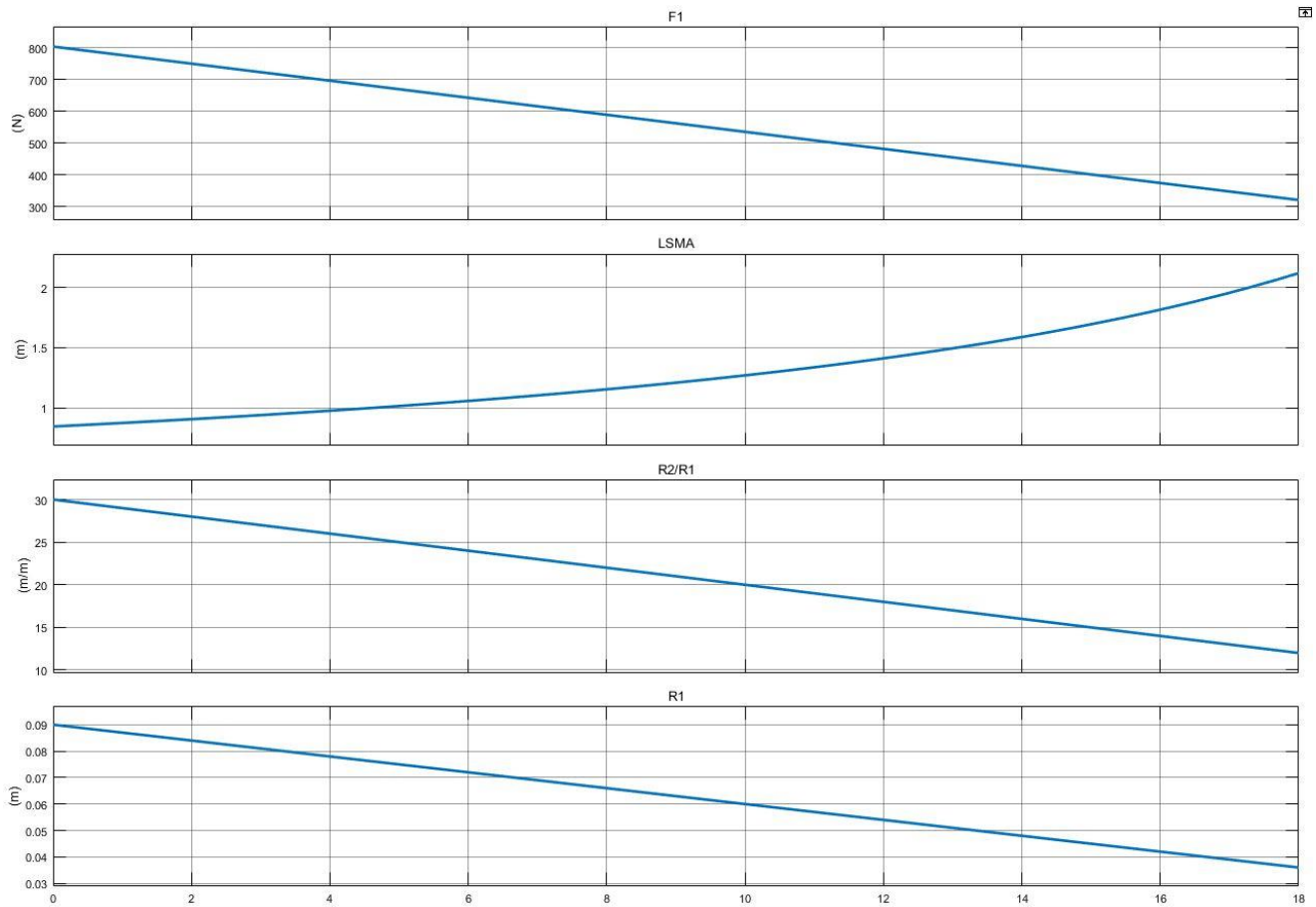


Fig. 5.16. Gráfica Sistema 5.1

La Figura 5.16 corresponde a la simulación para el Sistema 5.1 con $N=4$ puesto que fija una adecuada relación entre la fuerza y la longitud de los cables de SMA. Con $R_2 = 3 \text{ mm}$ y para poder emplear cables de SMA de 1.5 m sería necesario un valor de $R_1 = 5 \text{ cm}$. La fuerza que debería generar los cables sería de 450 N aproximadamente, lo que supondría emplear 13 cables de SMA.

5.1.5.2. Sistema 5.2

En el Sistema 5.2 la salida del aparejo factorial (F_2) se une a la polea doble por su radio menor (R_1). El resto del sistema presenta el mismo comportamiento que el sistema anterior.

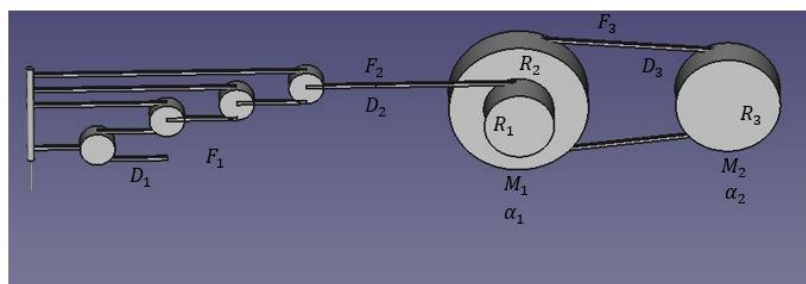


Fig. 5.17. Sistema 5.2

TABLA 5.10. ECUACIONES SISTEMA 5.2

<u>Análisis de la fuerza</u>	<u>Análisis de la distancia</u>
$M_2 = F_3 * R_3 \rightarrow F_3 = \frac{M_2}{R_3}$ $M_1 = F_3 * R_2 = F_2 * R_1$ $F_2 = \frac{M_2 * R_2}{R_3 * R_1}$ $F_1 = \frac{F_2}{2^N} = \frac{M_2}{R_3 * 2^N} * \frac{R_2}{R_1}$	$D_3 = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360}$ $\alpha_1 = \frac{D_3 * 360}{2 * \pi * R_2} = \frac{R_3 * \alpha_2}{R_2}$ $D_2 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360} = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$ $D_1 = D_2 * 2^N = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2 * 2^N}{360} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$

En las ecuaciones de la Tabla 5.10 $R_1 = 3mm$ corresponden al radio menor.

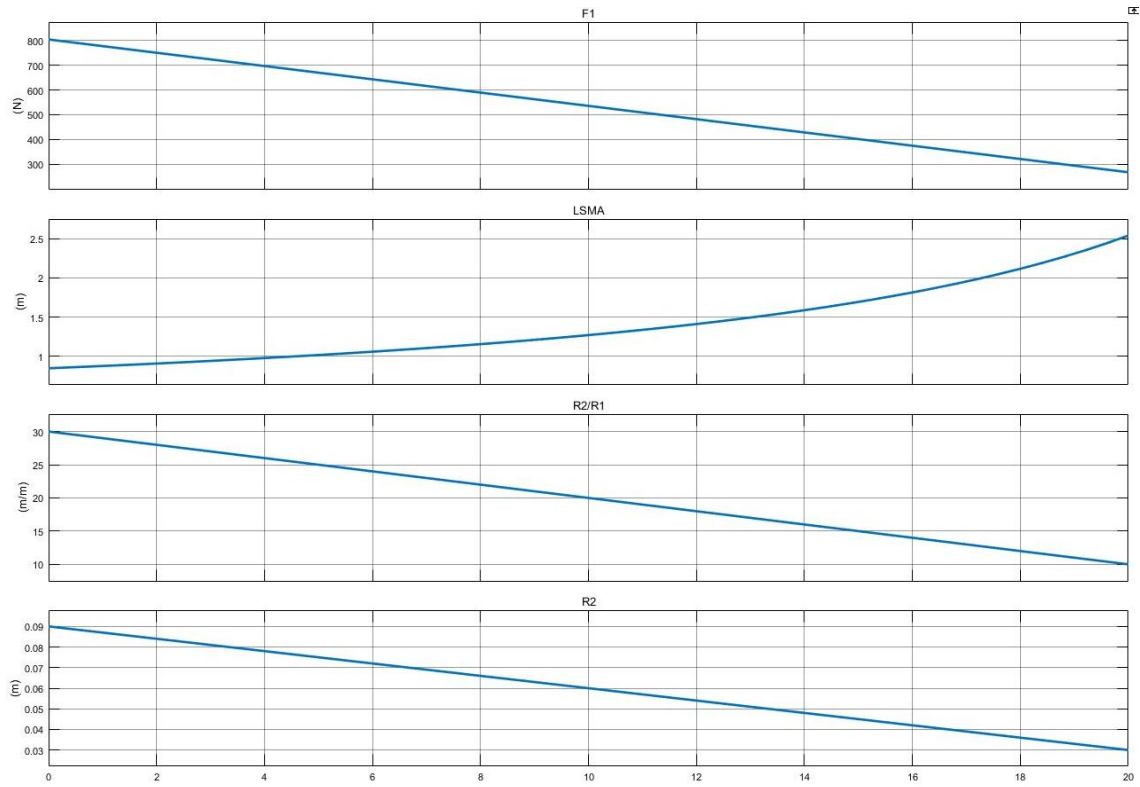


Fig. 5.18. Gráfica sistema 5.2

Al igual que en el Sistema 5.1, la simulación de la Figura 5.18 se ha realizado con $N = 4$. De nuevo el sistema presenta una adecuada relación entre la longitud de los cables SMA y la fuerza necesaria. Concretamente se debería emplear 13 cables con 1.5 m de longitud para generar 450 N de fuerza.

5.1.6. Sistema de aparejo factorial, polea compuesta, polea simple

Los sistemas que se presentan a continuación combinan los sistemas que se han presentado anteriormente de aparejo factorial, polea doble y polea simple.

5.1.6.1. Sistema 6.1

En el Sistema 6.1 (Figura 5.19) la fuerza de los cables de SMA (F_1) se aplica sobre el aparejo factorial de manera que se obtiene una fuerza de salida (F_2) mayor a la salida. La salida del aparejo factorial se une con el radio exterior de la polea doble (R_1) de manera que se genera en esta polea un par de torsión (M_1). Este par de torsión se transmite a la polea final (R_3) a través del radio menor de la polea doble (R_2), generando de esta manera un par de torsión que es el destinado a realizar el movimiento (M_2).

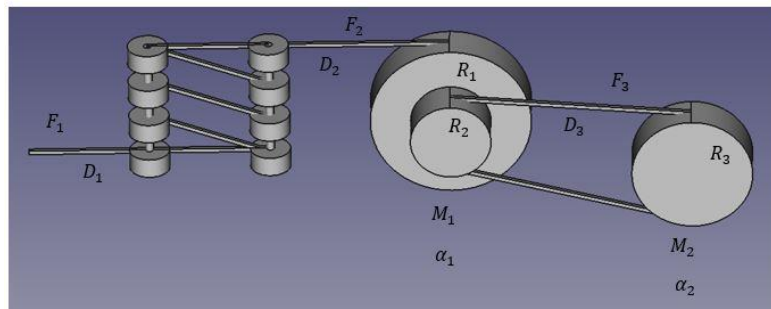


Fig. 5.19. Sistema 6.1 y Sistema 6.2

5.1.6.2. Sistema 6.2

Este sistema presenta el mismo esquema que el Sistema 6.1, la diferencia es que la fuerza de los cables de SMA (F_1) es mayor que la fuerza que se consigue a la salida del aparejo factorial (F_2). De esta manera se consigue que la distancia que se deben contraer los cables de SMA (D_1) sea menor que la que contrae la unión entre el aparejo factorial y la polea doble (D_2). El resto del sistema presenta el mismo comportamiento que el Sistema 6.1.

5.1.6.3. Sistema 6.3

En el Sistema 6.3 (Figura 5.20) la fuerza de salida del aparejo factorial (F_2) es mayor a la fuerza de los cables de SMA (F_1). La fuerza de salida del aparejo factorial se aplica sobre el radio menor de la polea doble (R_1) generando un par de torsión (M_1). Este par de torsión se comunica a la polea que genera el movimiento final (R_3) a través del radio mayor de la polea doble (R_2), generando en esta última polea un nuevo par de torsión (M_2).

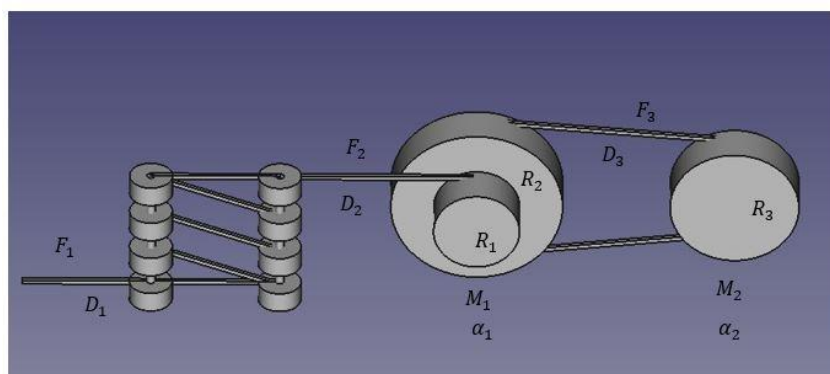


Fig. 5.20. Sistema 6.3 y Sistema 6.4

5.1.6.4. Sistema 6.4

Este último sistema presenta el mismo funcionamiento que el Sistema 6.3. La diferencia es que la fuerza de entrada al aparejo factorial (F1) es mayor que su fuerza de salida (F2). De esta manera se consigue que la distancia que deben contraerse los cables de SMA (D1) sea menor que la distancia que se debe contraer la unión entre el aparejo factorial y la polea doble (D2). El resto del sistema presenta el mismo comportamiento que el sistema anterior.

Según los esquemas presentados y el orden de las variables los Sistemas 6.1 y 6.3 presentan el mismo desarrollo en sus ecuaciones como se puede comprobar en la Tabla 5.11.

TABLA 5.11. ECUACIONES SISTEMA 6.1 Y SISTEMA 6.3

Análisis de la fuerza	Análisis de la distancia
$M_2 = F_3 * R_3 \rightarrow F_3 = \frac{M_2}{R_3}$ $M_1 = F_3 * R_2 = F_2 * R_1$ $F_2 = \frac{M_2 * R_2}{R_3 * R_1}$ $F_1 = \frac{F_2}{2 * N} = \frac{M_2}{R_3 * 2 * N} * \left(\frac{R_2}{R_1}\right)$	$D_3 = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360}$ $\alpha_1 = \frac{D_3 * 360}{2 * \pi * R_2} = \frac{R_3 * \alpha_2}{R_2}$ $D_2 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360} = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$ $D_1 = D_2 * 2 * N = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2 * (2 * N)}{360} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$

Lo mismo ocurre con los Sistemas 6.2 y 6.4 y sus ecuaciones desarrolladas en la Tabla 5.12.

TABLA 5.12. ECUACIONES SISTEMA 6.2 Y SISTEMA 6.4

Análisis de la fuerza	Análisis de la distancia
$M_2 = F_3 * R_3 \rightarrow F_3 = \frac{M_2}{R_3}$ $M_1 = F_3 * R_2 = F_2 * R_1$ $F_2 = \frac{M_2 * R_2}{R_3 * R_1}$ $F_1 = F_2 * 2 * N = \frac{M_2 * 2 * N}{R_3} * \left(\frac{R_2}{R_1}\right)$	$D_3 = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360}$ $\alpha_1 = \frac{D_3 * 360}{2 * \pi * R_2} = \frac{R_3 * \alpha_2}{R_2}$ $D_2 = \frac{2 * \pi * R_1 * \alpha_1}{360} = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$ $D_1 = \frac{D_2}{2 * N} = \frac{2 * \pi * R_3 * \alpha_2}{360 * 2 * N} * \left(\frac{R_1}{R_2}\right)$

Con las ecuaciones de los distintos sistemas se realizan las simulaciones que se presentan en las Figuras 5.21, 5.22, 5.23 y 5.24, donde se presenta la fuerza que es necesario aplicar con los cables de SMA (F1) y la longitud necesaria (LSMA) en función de la relación entre los radios de la polea doble, siendo el número de poleas que componen el aparejo factorial N = 8 y el radio de la polea final R3 = 28 mm.

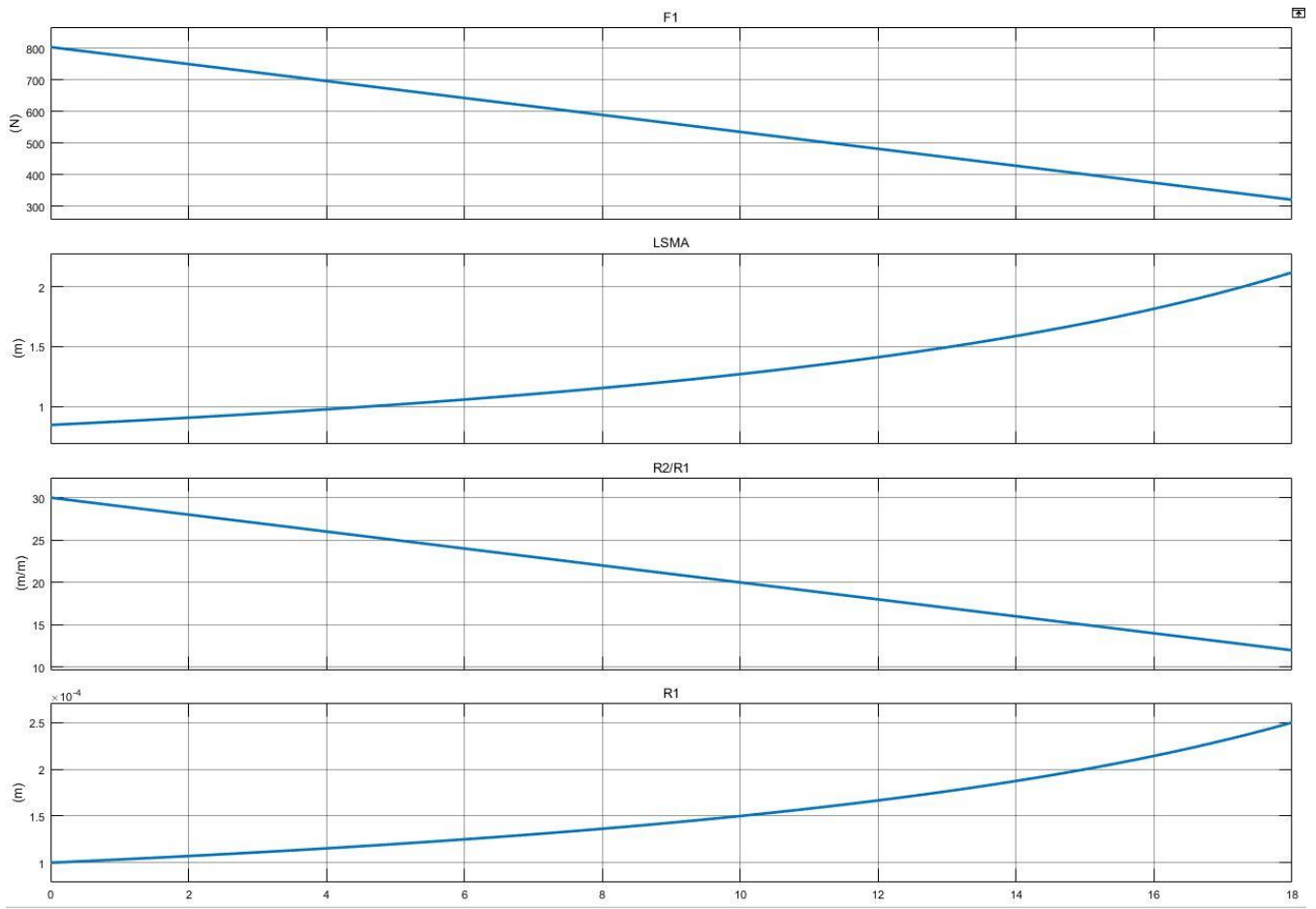


Fig. 5.21. Gráfica Sistema 6.1

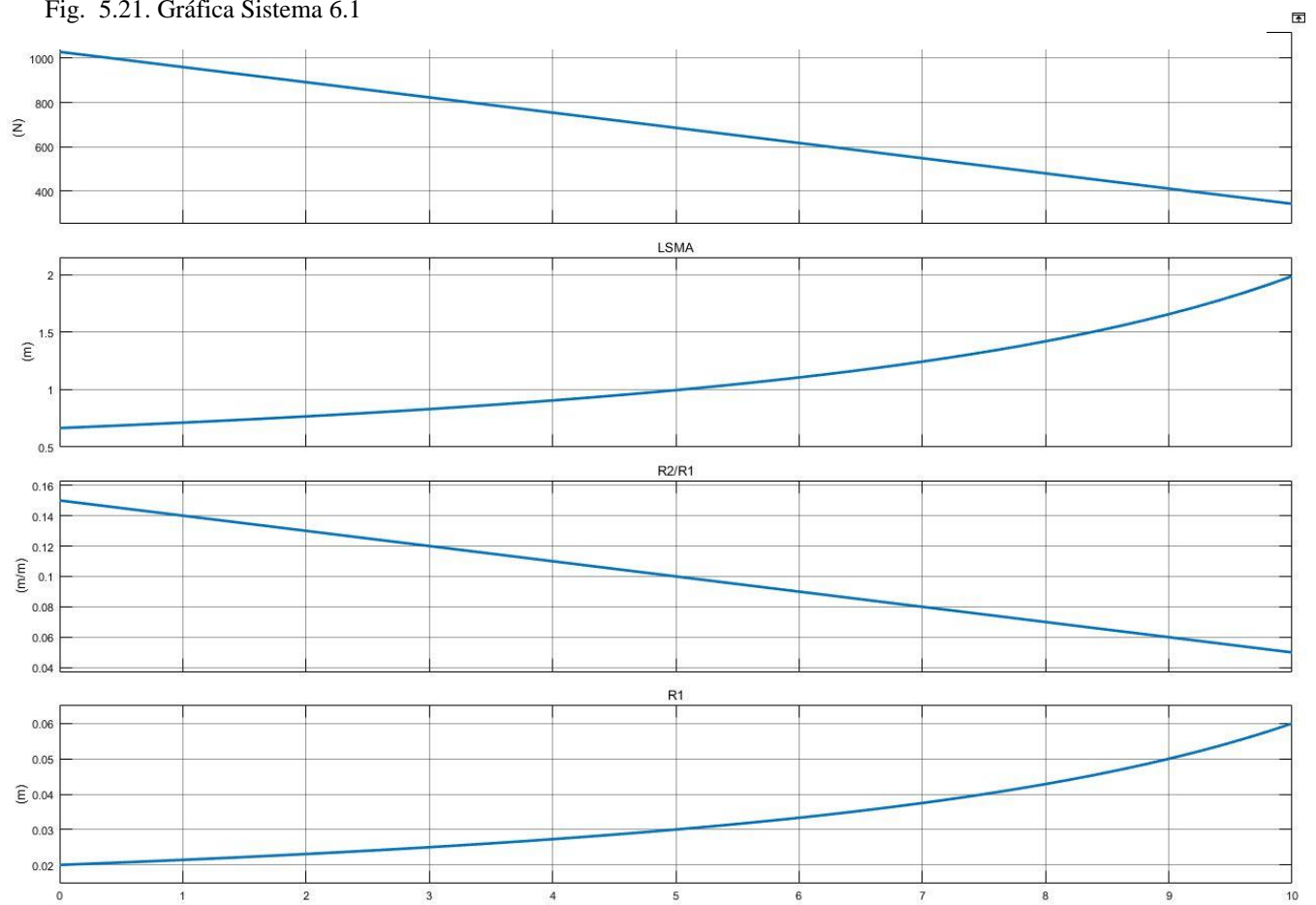


Fig. 5.22. Gráfica Sistema 6.2

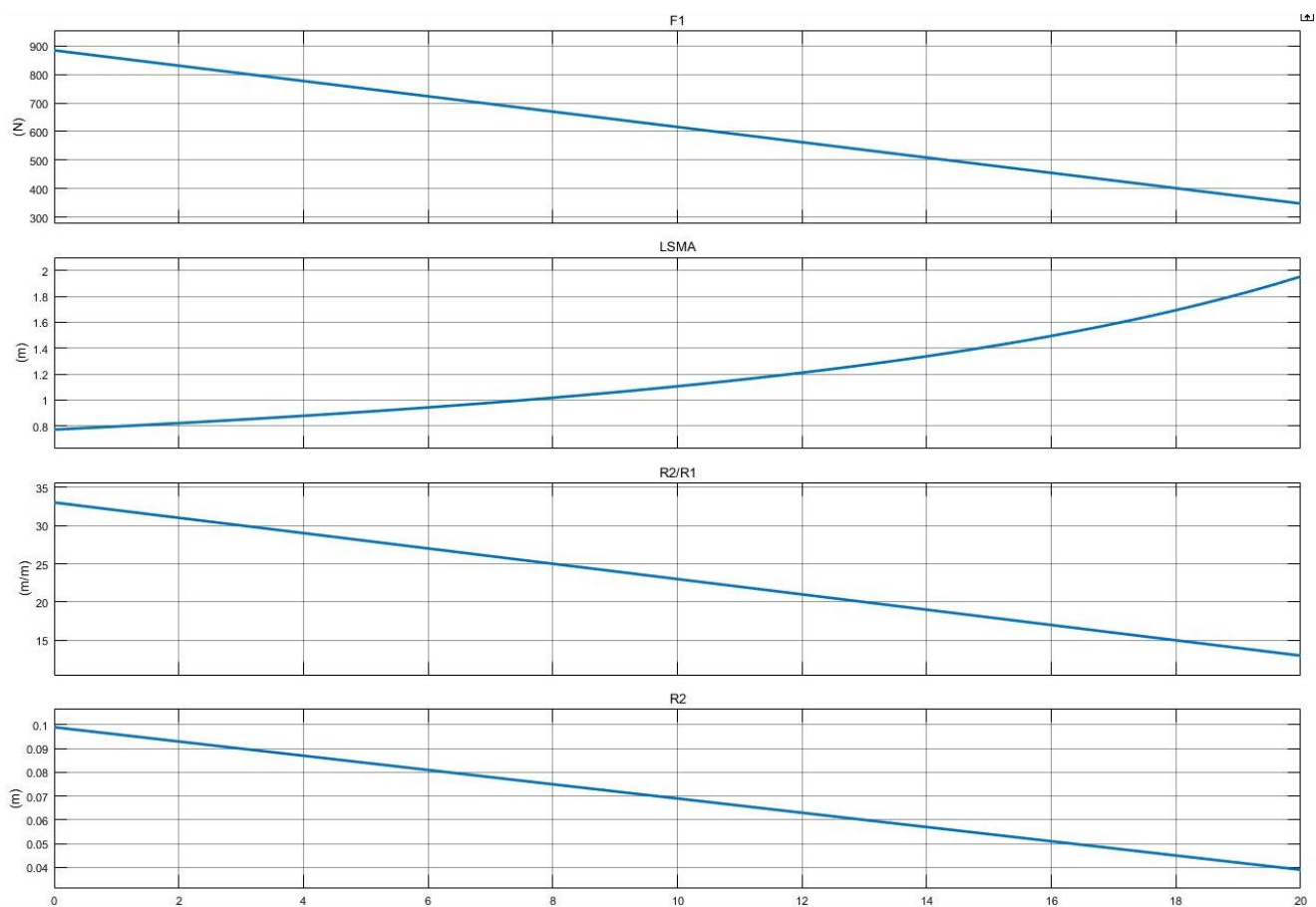


Fig. 5.23. Gráfica Sistema 6.3

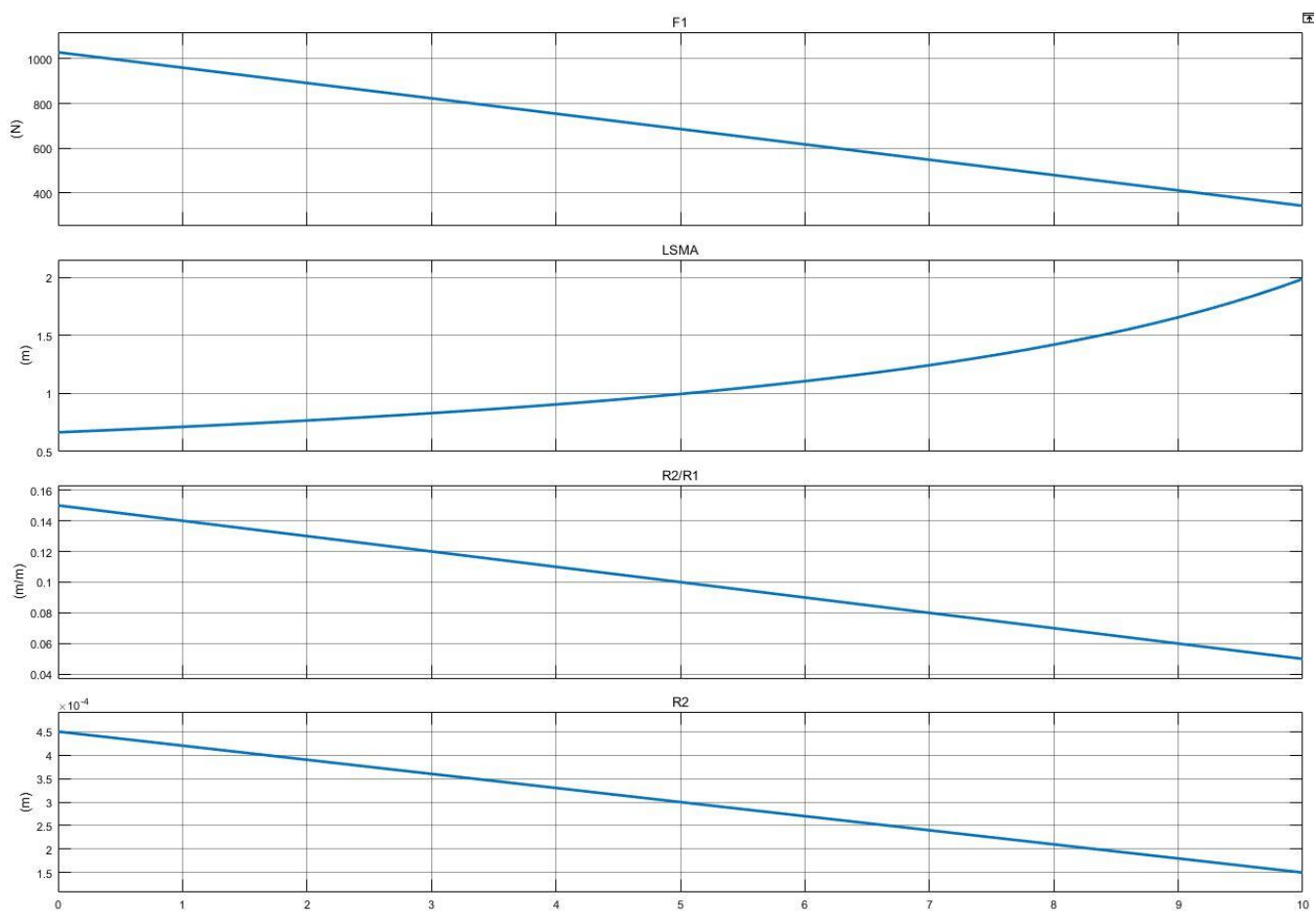


Fig. 5.24. Gráfica Sistema 6.4

Los cuatro sistemas presentan una adecuada relación entre la longitud necesaria para los cables de SMA y la fuerza que estos debería desarrollar. Pueden funcionar combinando 13 cables de SMA, ejerciendo 35 N de fuerza cada uno, con una longitud de 1.5 m.

5.1.7. Comparación de los sistemas de actuación

Una vez presentados los distintos sistemas, es necesario decidir cuál es el que mejor solución. El sistema ideal debe presentar los siguientes requisitos:

- ➔ Menor número de cables SMA
- ➔ Menor longitud para los cables SMA
- ➔ Menor diámetro de poleas, en caso de poseer poleas intermedias
- ➔ Menor número de poleas en los subsistemas de aparejos

Como se ha indicado en cada uno de los capítulos correspondientes, se rechazan los Sistemas 3.1, 3.2 y 4.1. Para el resto de los sistemas se realizan nuevas simulaciones en las que se comparan tanto la fuerza que deben ejercer los cables de SMA como la distancia que se deben contraer.

En las Figuras 5.25 y 5.26 se ponen en común todos los sistemas que se desean comparar, cada uno con las configuraciones descritas en los capítulos correspondientes. Es necesario observar ambas gráficas simultáneamente para poder realizar la comparación de la relación Fuerza-Longitud.

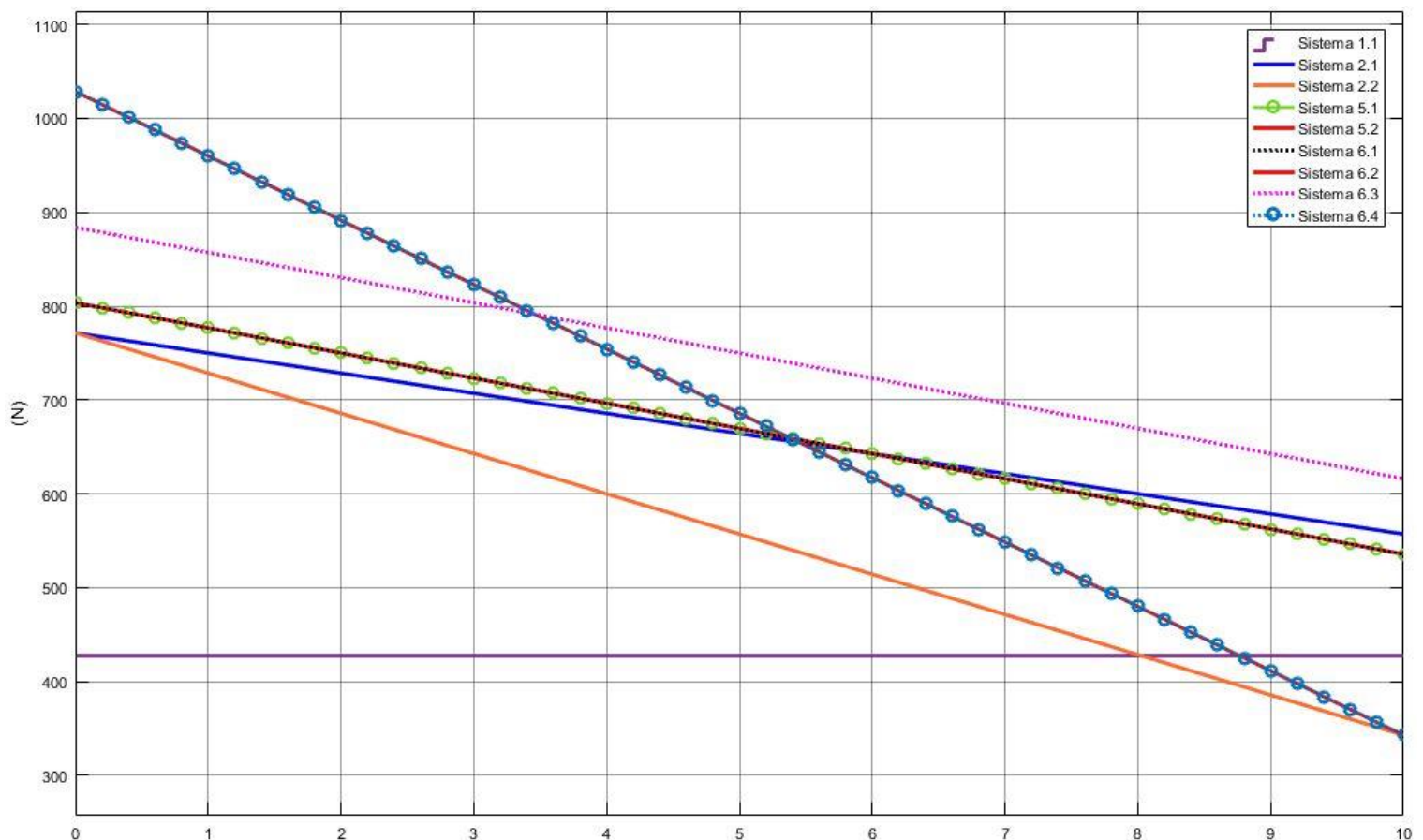


Fig. 5.25. Comparación de sistemas. Fuerza

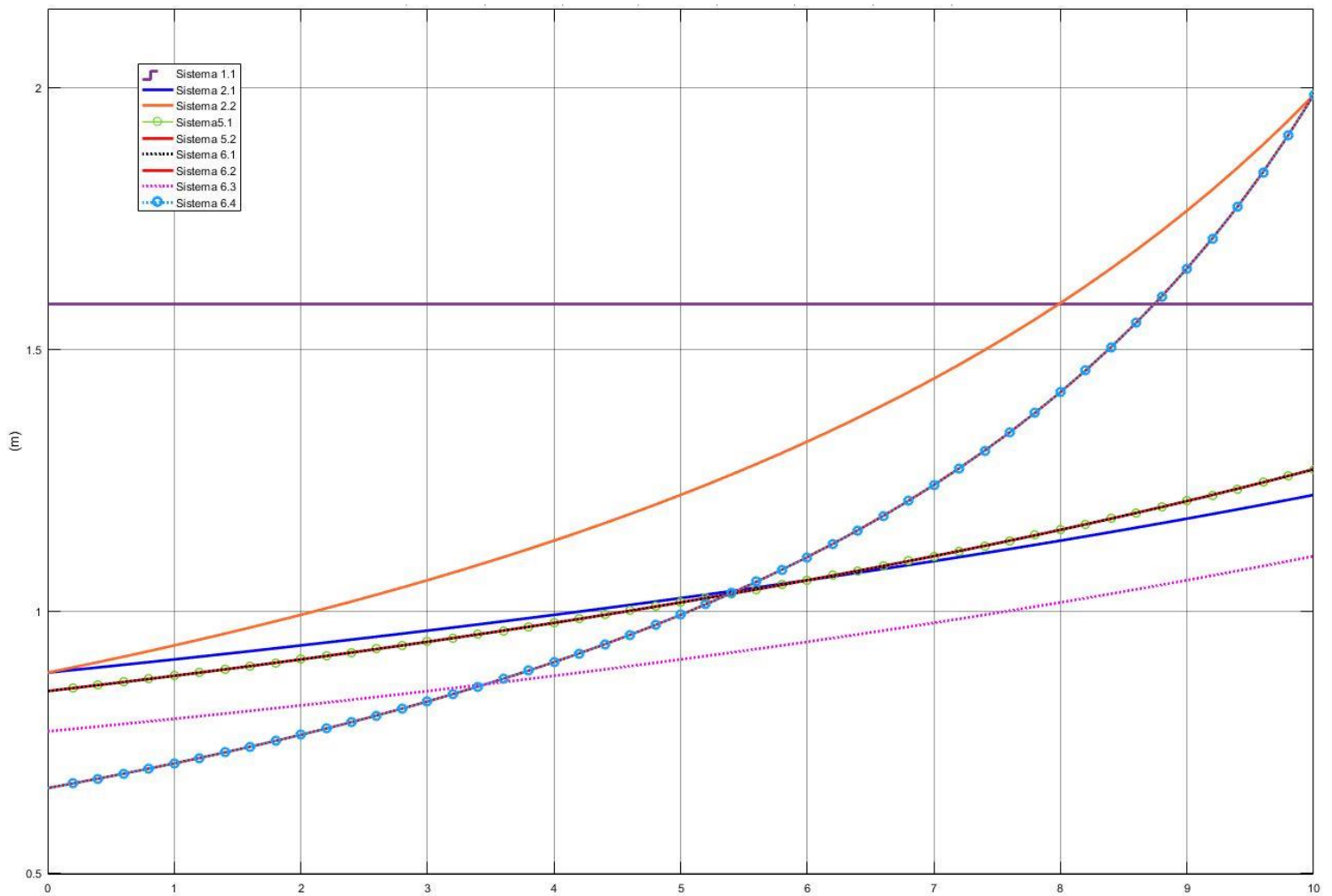


Fig. 5.26. Comparación de sistemas. Longitud

Los Sistemas 5.1, 5.2 y 6.1 presentan el mismo comportamiento, tanto en fuerza como en distancia. Lo mismo ocurre con los Sistemas 6.2 y 6.4.

Como se indicó al inicio del estudio, las restricciones limitan la fuerza de cada cable de SMA a 35-40 N y su longitud a menos de 1.7 m. En la Tabla 5.13 se recogen los resultados de los distintos sistemas que se desean comparar.

TABLA 5.13. REQUISITOS DE FUERZA DE LOS SISTEMAS

	Fuerza N	N.º cables aplicando 35N
Sistema 1.1	428,6 \approx 430	13
Sistema 2.1	424,3 \approx 425	13
Sistema 2.2	432	13
Sistemas 5.1, 5.2, 6.1	427,5 \approx 430	13
Sistemas 6.2, 6.4	411,4 \approx 412	12
Sistema 6.3	430,7 \approx 431	13

Todos los sistemas presentan un comportamiento muy parecido. El incremento de fuerza que se consigue queda anulado al intentar disminuir la distancia de contracción necesaria, por lo que el número de cables que se necesita emplear es el mismo. El único caso en que se reduce el número de cables es en los Sistemas 6.2 y 6.4, sin ser una ventaja significativa. Por este motivo se concluye que el mejor sistema es el de polea simple. De esta manera no se añaden más componentes a la estructura que incrementen el peso y el coste del exoesqueleto.

Trabajar con 13 cables de SMA que aplique 35 N requiere el empleo de 3 fundas Bowden. Para simplificar el sistema y emplear únicamente dos fundas es necesario incrementar la fuerza que ejerce cada cable hasta los 36N.

$$F = 36N * 12 = 432 N$$

$$12 Nm / 0,028 m = 428,6 N$$

Puesto que los estudios realizados anteriormente se han realizado en base a los mismos parámetros, el cambio que se presenta en las conclusiones no contradice los estudios presentados. Es decir, la relación se seguiría manteniendo si se hubiera realizado el estudio con 36 N por cable en lugar de 35 N.

5.2. Diseño del dispositivo

En el capítulo de Diseño del dispositivo se presenta una descripción detallada del exoesqueleto diseñado y las características de cada una de las piezas que lo componen. Para realizar la explicación de manera ordenada se divide el exoesqueleto en distintos subconjuntos, y se trata cada uno por separado. También se desarrolla en detalle el montaje tanto de los subconjuntos por separado como de los subconjuntos entre sí. En la Figura 5.27 se destacan en diferentes colores los subconjuntos.

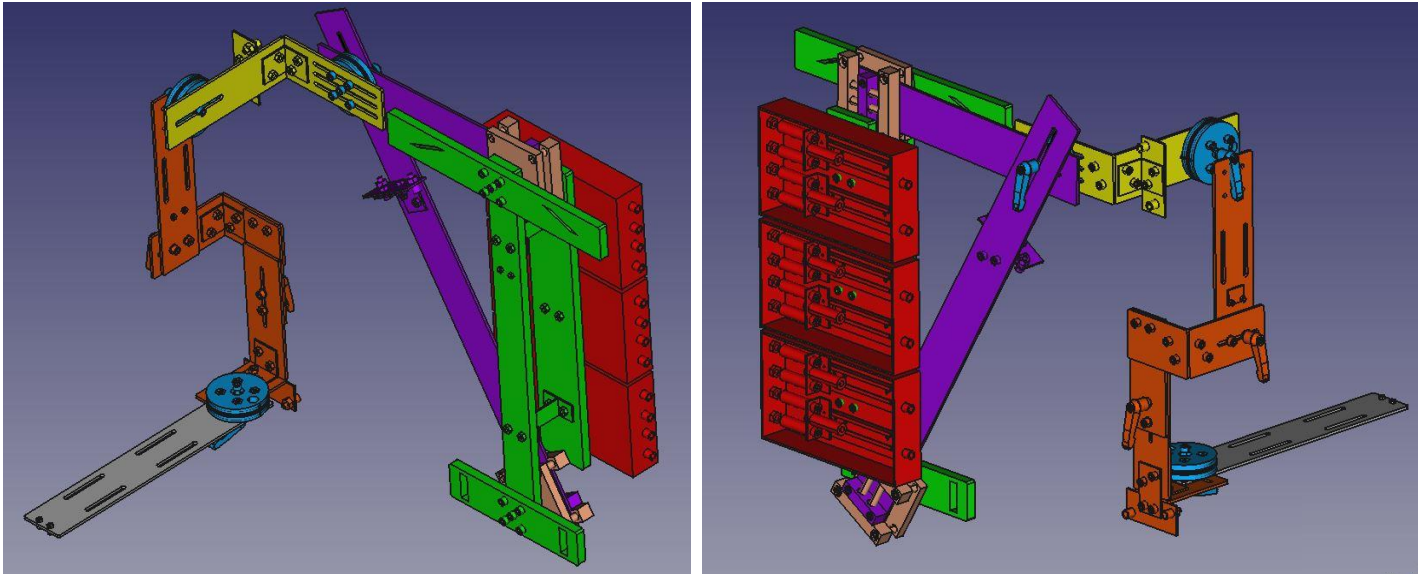










Fig. 5.27. Separación en subconjuntos del exoesqueleto

-  Estructura espalda
-  Elevación hombro
-  Juego de tijeras
-  Poleas 1, 2 y 3
-  Escuadra 1
-  Escuadra 2
-  Antebrazo
-  Unión SMA-Tendón

5.2.1. Estructura espalda

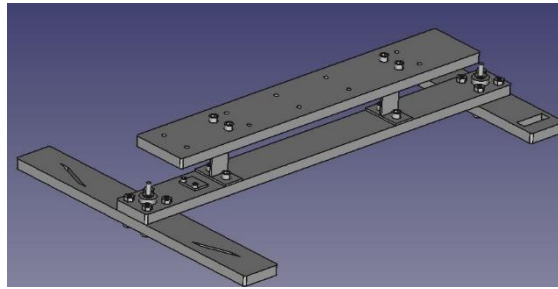


Fig. 5.28. Estructura espalda

La Estructura espalda (Figura 5.28) soporta la carga del resto del exoesqueleto. Esta estructura se sitúa en la espalda del paciente y se asegura a su tronco mediante un arnés. No cuenta con sistema para regular su longitud, de manera que sus dimensiones comprenden la altura y el ancho medias de la espalda de una persona de entre 160 y 180 cm. De esta forma resulta cómoda para cualquier usuario.

Los listones que forman la estructura principal son un material compuesto. Se trata de finas planchas de aluminio con un núcleo central de nido de abeja. El espesor total del conjunto es de 1 cm. Este material otorga la rigidez necesaria al conjunto con un peso reducido.

Este subconjunto se compone de:

Pieza 1

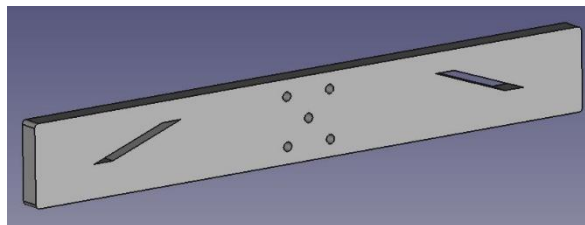


Fig. 5.29. Espalda - Pieza 1

Es la pieza que se sitúa en la parte superior de la espalda. Las ranuras alargadas que se muestran en la Figura 5.29 serán empleadas para sujetar el arnés por la parte superior de la espalda.

Pieza 2

Esta pieza (Figura 5.30) se sitúa en la parte inferior de la espalda a la altura de los riñones. Al igual que la Pieza 1 cuenta con ranuras para sujetar el arnés.

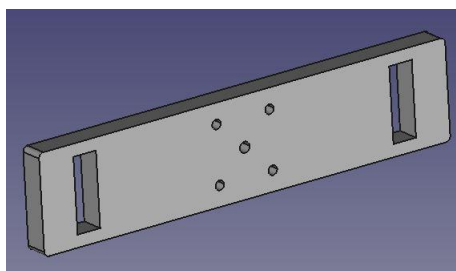


Fig. 5.30. Espalda - Pieza 2

Pieza 3

En la Figura 5.31 se muestra la Pieza 3 que se sitúa de manera vertical a lo largo de la espalda. Paralela a la columna vertebral del paciente, une las Piezas 1 y 2 en su parte superior e inferior. A esta pieza se sujetan también las escuadras en H así como la Pieza 4 y el sensor MPU6050.

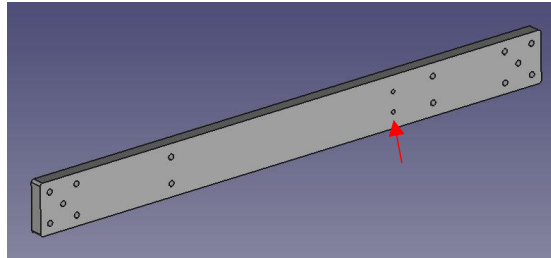


Fig. 5.31. Espalda - Pieza 3

Pieza 4

La Pieza 4 (Figura 5.32) se sitúa sobre las escuadras en H. Sobre esta pieza se colocan posteriormente las cajas que contiene el sistema de unión entre los cables de SMA y los tendones.

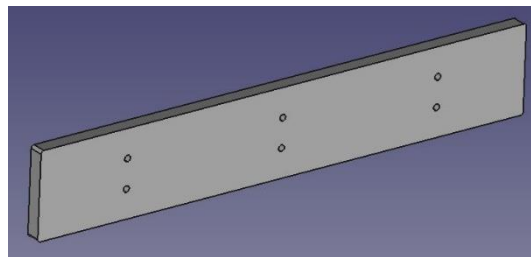


Fig. 5.32. Espalda - Pieza 4

2 escuadras en H

Unen la Pieza 4 y la Pieza 3. La estructura en H permite una unión adecuada separando estas dos piezas la distancia necesaria para el correcto movimiento del Juego de tijeras.

Sensor MPU6050

El sensor, cuyo funcionamiento se detalló en el apartado 3. Actuadores y Sensores, se fija a la superficie de la Pieza 4 a través de los agujeros de menor diámetro, señalados en la Figura 5.31.

5.2.2. Elevación hombro

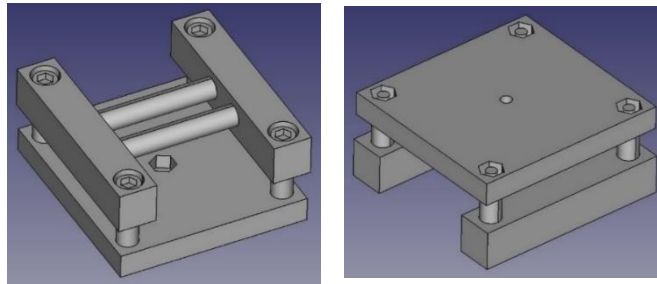


Fig. 5.33. Elevación hombro

El subconjunto Elevación hombro (Figura 5.33) lo componen dos estructuras, superior e inferior, de características similares. Cada una de ellas actúa como unión entre la Estructura espalda y cada una de las partes del Juego de tijeras (ver Figura 5.27). Por su parte inferior, el subconjunto Elevación hombro se une a la Estructura espalda mediante un rodamiento como muestra la Figura 5.34. Este rodamiento permite la rotación de subconjunto alrededor de un eje perpendicular al plano frontal.

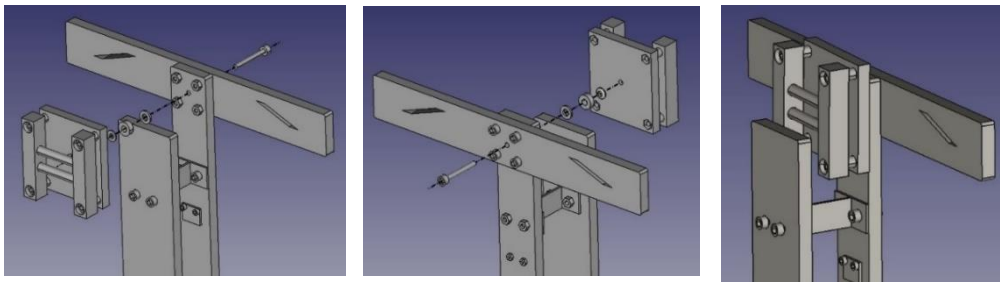


Fig. 5.34. Unión Estructura espalda – Elevación hombro

Por su parte superior, el subconjunto Elevación hombro y cada una de las tijeras del Juego de tijeras se unen mediante las varillas transversales del subconjunto Elevación hombro, como se muestra en la Figura 5.35. Estas varillas atraviesan la Guía de cada una de las tijeras, quedando esta entre las piezas laterales del subconjunto Elevación hombro.

Dependiendo de si se trata del subconjunto superior o el inferior, se introducen 1 o 2 muelles por las varillas transversales. Estos muelles se sitúan entre la Guía de cada una de las tijeras y la Pieza lateral del subconjunto Elevación hombro.

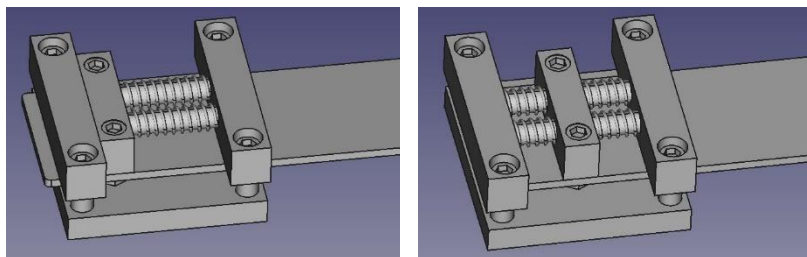


Fig. 5.35. Elevación hombro

Cuando el exoesqueleto se encuentra en reposo, los muelles mantienen la estructura en su punto medio. Al producirse la elevación de la escápula, y los muelles se contraen permitiendo el ligero desplazamiento del centro de rotación. Este subconjunto permite el desplazamiento del centro de rotación de forma paralela al plano frontal. Las dimensiones de estos subconjuntos permiten cubrir las necesidades que se detallan en el artículo citado en el capítulo 4.4. Elevación de la escápula.

Existen dos diferencias entre el subconjunto superior y el inferior. El superior puede sufrir desplazamiento en ambas direcciones durante el movimiento de abducción, dependiendo de la posición de la Polea 1, por lo que cuenta con muelles a ambos lados de la Guía de la tijera. El subconjunto inferior por su parte solo puede sufrir desplazamiento en un sentido.

La otra diferencia se encuentra en el tamaño de los separadores que se sitúan entre la base y las piezas laterales. Mientras que los separadores del subconjunto superior tienen una longitud de 8 mm, los del subconjunto inferior tienen una longitud de 11 mm. Esta diferencia permite que las tijeras se deslicen una encima de la otra.

Tres de las piezas que componen cada uno de los subconjuntos se fabrican mediante impresión 3D. El material seleccionado es poliamida cargada con aluminio. Este material presenta un menor peso que el aluminio u otras aleaciones y proporciona una elevada resistencia mecánica a las piezas.

Una vez descrita la función del subconjunto Elevación hombro y su interacción con los subconjuntos contiguos se describen de manera detallada los elementos que lo componen:

Base

La Base (Figura 5.36) cuenta con agujeros pasantes por los que se introducen los tornillos que unen el resto de las piezas. También cuenta con cavidades en las que se introducen las tuercas necesarias. Estas cavidades permiten realizar las uniones de forma segura, de manera que las tuercas y tornillos no sobresalgan de la pieza.

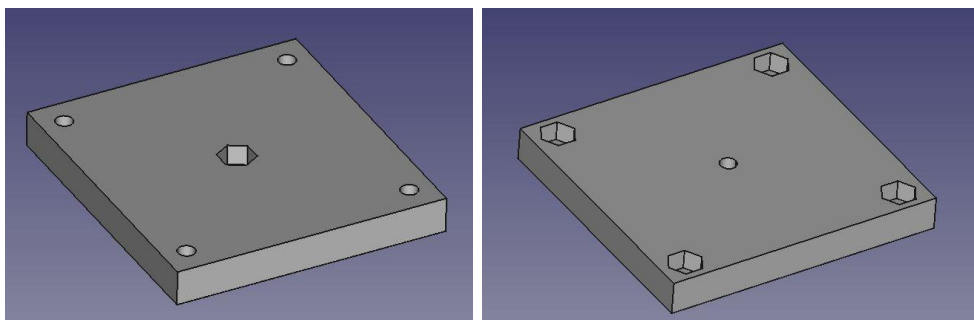


Fig. 5.36. Elevación hombro - Base

Laterales

Estas piezas mostradas en detalle en la Figura 5.37, tienen como función sostener las varillas por las que se desliza cada una de las partes del Juego de tijeras. Cada una de ellas se coloca en un lateral de la base, enfrentadas entre sí. Los orificios no pasantes en las caras interiores alojan los extremos de las varillas.

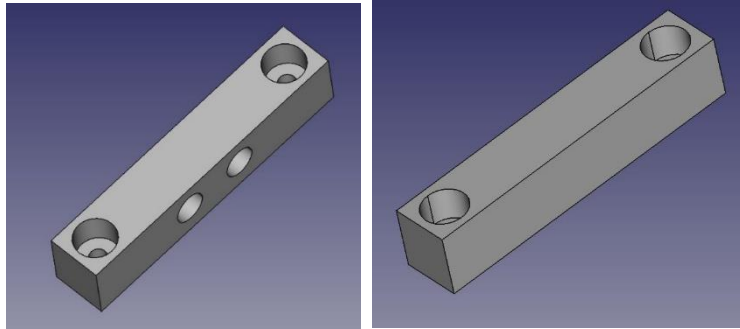


Fig. 5.37. Elevación hombro -Lateral

Varillas

Las varillas se encuentran paralelas a la superficie de la Base. Los extremos de cada una de ellas se insertan en las cavidades de las caras interiores de los Laterales. Se trata de varillas huecas y lisas, lo que permite reducir el peso del conjunto por una parte, y el adecuado deslizamiento de la Guía de la tijera por el otro.

Separadores

Los separadores elevan los Laterales del subconjunto la distancia necesaria para que cada una de las piezas del Juego de tijeras deslice con libertad sobre las varillas. Como se ha señalado anteriormente, los separadores de la Elevación de hombro inferior son ligeramente más largo que los de la superior.

Montaje

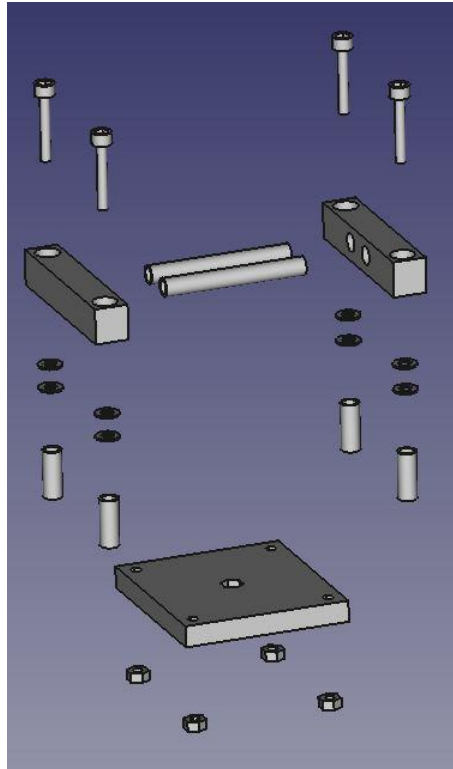


Fig. 5.38. Vista explosionada elevación hombro

En la Figura 5.38 se muestra la vista explosionada del subconjunto. Para montarlo se comienza fijando uno de los Laterales a la Base teniendo en cuenta los separadores necesarios (superior 8 mm, inferior 11 mm). Una vez se encuentra la unión realizada, se disponen las varillas transversales con los muelles correspondientes (superior, un muelle a cada lado de la Guía, inferior, un muelle) y la Guía de la tijera correspondiente. Una vez colocados los elementos en las varillas, se fija el segundo Lateral quedando el conjunto completado.

Es conveniente realizar esta unión entre el subconjunto Elevación hombro y la tijera antes de unir el subconjunto a la Estructura espalda. Gracias a la cavidad de la Base que aloja la tuerca la unión entre el subconjunto Elevación hombro y la Estructura espalda no presenta dificultades.

5.2.3. Juego de tijeras

El subconjunto Juego de tijeras tiene como función unir la Estructura espalda con la parte del exoesqueleto que se sitúa en el brazo del paciente. Consta de dos piezas principales, dos listones planos a los que se llamaremos Tijeras. Las Tijeras superior e inferior se encuentran ancladas a la Estructura espalda, mediante los subconjuntos Elevación hombro, en su parte superior e inferior respectivamente. Los extremos opuestos de cada una de las Tijeras se unen en un punto, donde se sitúa la Polea 1 destinada a los movimientos de abducción y aducción. Cada Tijera cuenta con una ranura que permite regular la posición de la Polea 1. Este sistema de regulación se explica con detalle en el capítulo correspondiente.

Como se ha comentado anteriormente, cada una de las partes del Juego de tijeras se desliza por varillas del subconjunto Elevación hombro, el cual permite además la rotación de estas piezas alrededor del punto de unión con la Estructura espalda.

Las bases de las Tijeras son de fibra de carbono, y se mecanizan a partir de una plancha de 3 mm de espesor con una máquina CNC. Este material presenta una alta rigidez en proporción al reducido espesor y peso, características deseables en esta pieza.

Las guías de cada una de las Tijeras se fabrican mediante impresión 3D en poliamida cargada con aluminio.

La principal diferencia entre las Tijeras es su longitud (consultar planos del Anexo). La Tijera inferior (Figura 5.39) cuenta además con los terminales de las fundas de los tendones que se accionan la Polea 1.

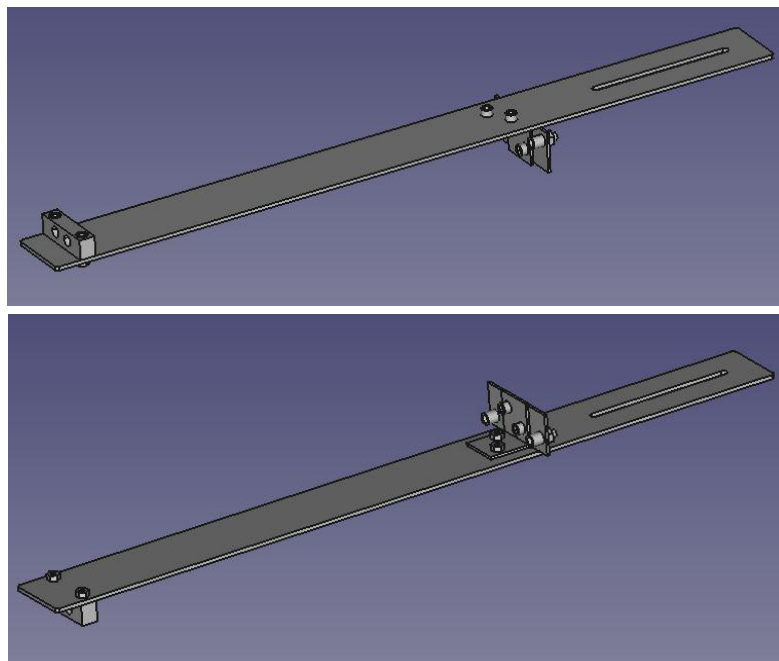


Fig. 5.39. Tijera inferior

A continuación se detallan los elementos que componen la Tijera inferior.

Base

Tanto la longitud total de la pieza, como la ranura de ajuste de la Polea 1 se ajustan a las necesidades presentadas en el capítulo 4. Biomecánica del hombro. La Tijera inferior cuenta además de con los agujeros destinados a la sujeción de la Guía, con otros que aseguran los terminales de las fundas de los tendones, señalados en la Figura 5.40. La Tijera superior no cuenta con estos últimos.

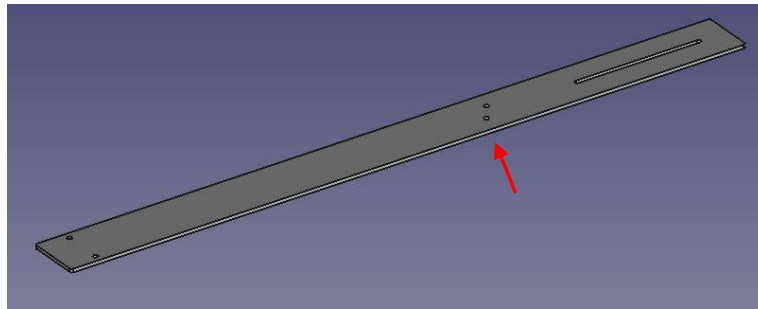


Fig. 5.40. Base tijera inferior

Guía

Cada una de las Guías se sujeta al extremo de la Tijera que está en contacto con el subconjunto Elevación hombro. Como muestra la Figura 5.41, esta pieza posee agujeros pasantes en su parte central, por los que se deslizan las varillas del subconjunto Elevación hombro. Las Guías de ambas tijeras presentan idénticas medidas.

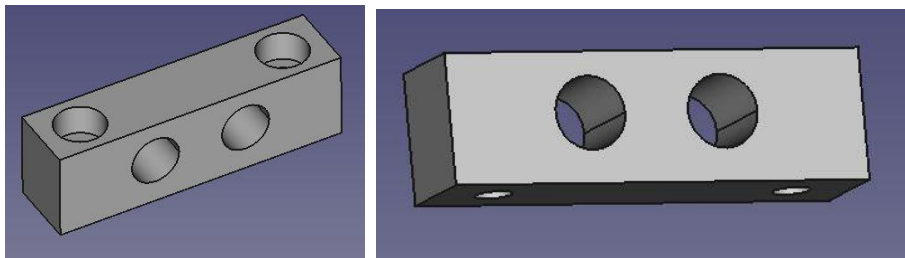


Fig. 5.41. Guía tijera

Terminal funda

En la Tijera inferior se coloca una escuadra y una pletina que permiten enfrentar los terminales de las fundas de los tendones a la Polea 1.

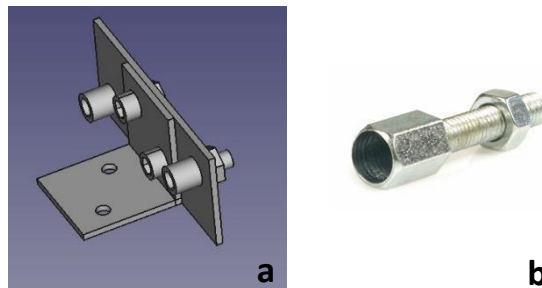


Fig. 5.42. a) Terminal funda. b) Tornillo tensor [25]

La Figura 5.42 a muestra los tornillos tensores de la Figura 5.42 b atornillados en los laterales de la pletina de manera que uno de sus extremos se introduce la funda con el tendón y por el otro sale únicamente el tendón. Independientemente de la escuadra y la pletina empleadas, los terminales deben cumplir una serie de requisitos:

- ➔ Cada uno de los terminales debe situarse a 28 mm de distancia del eje de rotación de la Polea 1 (Figura 5.43).

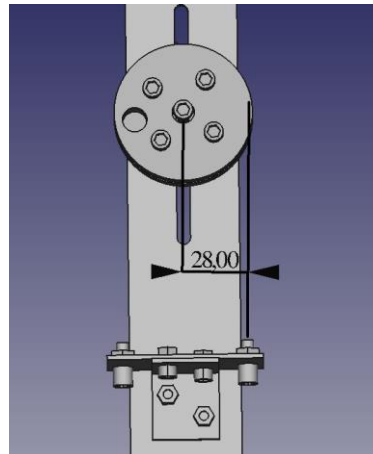


Fig. 5.43. Distancia terminales centro de la Polea 1

- ➔ La pletina a la que se unen los terminales debe guardar una distancia de entre 55 y 50 mm con la ranura de ajuste (Figura 5.44).

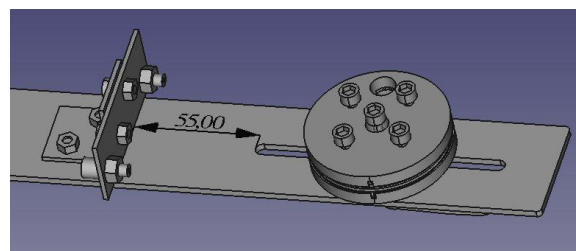


Fig. 5.44. Distancia terminales ranura

- ➔ Ambos terminales deben situarse a una distancia de entre 10 y 12 mm de la cara inferior de la Tijera como indica la Figura 5.45, de manera que se encuentre a la misma altura que los carriles de la Polea 1.

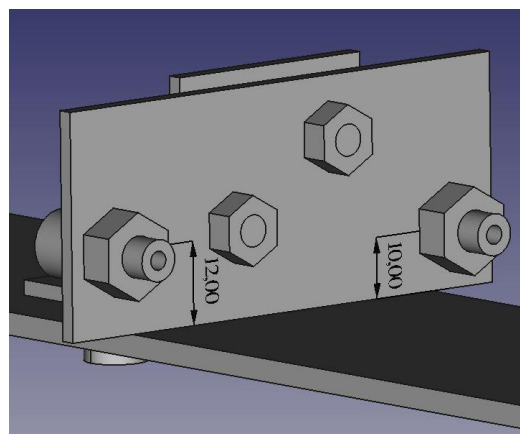


Fig. 5.45. Distancia terminales - Tijera

Montaje

La Tijera superior presenta las mismas características que se presentan en la Figura 5.46, salvo por el terminal de las fundas, de manera que no es necesario especificar su montaje en detalle.

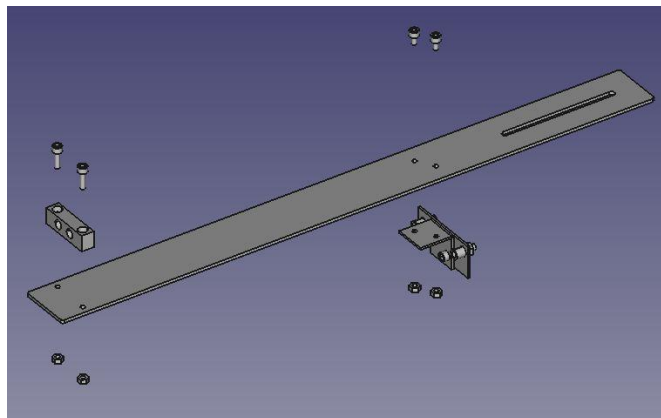


Fig. 5.46. Despiece Tijera inferior

5.2.4. Poleas

Las poleas son los elementos encargados de transformar la fuerza de los tendones en momentos de torsión que mueven el brazo del paciente. Dada su importancia, en este capítulo se explica la evolución de los diferentes diseños propuestos así como su disposición en el exoesqueleto.

5.2.4.1. Diseños de poleas

Como quedó demostrado en el capítulo 5.1 Cálculos de actuación, el sistema más adecuado es el de polea simple. No se requiere por tanto un sistema que potencie la fuerza o reduzca la distancia que se deben contraer los cables de SMA.

A cada una de las poleas llegan dos cables o tendones (uno por cada movimiento que debe ejecutar cada polea) encargados de transmitir la fuerza de los cables de SMA. Es trata de finos cables de acero trenzado de 1,6 mm de grosor. Los distintos diseños propuestos para cumplir con los requisitos del sistema se presentan a continuación.

Polea simple sin cubierta

En los primeros diseños se planteó emplear una polea simple para cada rotación. En una misma polea se anclaban los tendones correspondientes a dos movimientos antagónicos, es decir, una polea para los movimientos de abducción y aducción, otra para la flexión y la extensión y una tercera para la rotación interna y la externa. Este planteamiento presenta un inconveniente. Para explicar el problema se estudia el caso de los movimientos de abducción y aducción:

Cuando se realiza el movimiento de abducción, el tendón correspondiente se contrae, obligando al tendón de la aducción a ceder. Es necesario por tanto que el tendón de la aducción tenga la longitud suficiente como para no oponerse al movimiento de abducción. Esto quiere decir que se necesita mayor longitud de tendón, y una distensión inicial de los mismos.

La longitud extra para cada uno de los tendones hace que estos presenten tensión únicamente cuando van a ser actuados. El tendón de la aducción estará tenso cuando el movimiento de abducción alcance su ángulo máximo y viceversa.

Durante el resto del movimiento o cuando el exoesqueleto se encuentra en reposo, los tendones presentan cierta distensión. Esto puede provocar que se salgan de las poleas y produzcan errores en el funcionamiento.

Polea doble montada sobre un eje común

En un segundo sistema, se propuso emplear dos poleas independientes (Figura 5.47), una para cada uno de los movimientos antagónicos, actuado sobre el mismo eje.

Para evitar distensiones, cada una de las poleas se montaría sobre una rueda libre como se ve en el esquema de la Figura 5.48. Una de las ruedas libres sería bloqueada en sentido horario y la otra en sentido antihorario. De esta manera, cuando se actúa una polea, el eje gira, pero la polea del movimiento antagónico permanece estática.

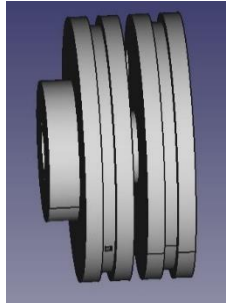


Fig. 5.47. Polea doble con ruedas libres

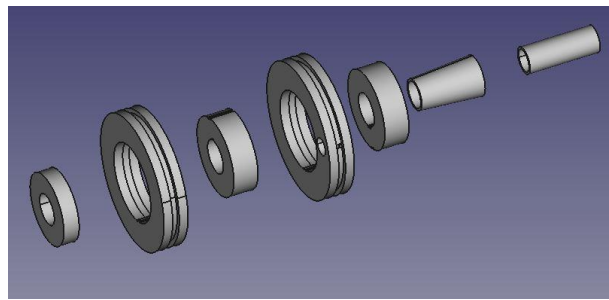


Fig. 5.48. Explosionado polea doble

En este sistema, el par de torsión es transmitido al eje, de manera que la unión entre las ruedas libres correspondientes a cada movimiento y el eje debe evitar deslizamientos entre las partes. La unión se realizaría como muestra el esquema de la Figura 5.49. Los manguitos de fijación abrazan el eje en su cara interior y la rueda libre se asienta sobre su cara exterior. La unión se fija mediante la arandela de seguridad y la tuerca de bloqueo.

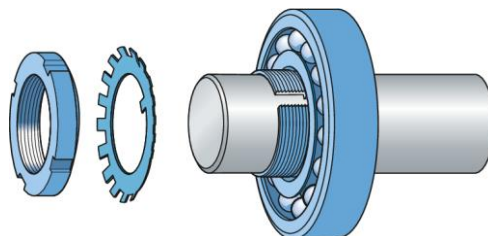


Fig. 5.49. Esquema manguito de fijación [23]

Tras analizar detenidamente este sistema, se comprobó que no permite trabajar con varias repeticiones del movimiento. Para explicar el proceso, se recurre de nuevo a los movimientos de abducción y aducción.

Dispuestos los tendones en cada una de las poleas que comparten el mismo eje, se contrae el tendón correspondiente a la abducción mientras que el tendón de la aducción queda estático unido a su polea. La fuerza es transmitida al eje por medio de la rueda libre. Una vez se encuentra en tendón de la abducción en su posición de máxima contracción, es necesario efectuar el movimiento de aducción. El tendón de la aducción se contrae, mientras que el tendón de abducción recupera su longitud inicial (debido a que los cables de SMA a los que se encuentra unido aumentan de longitud). La polea de la aducción transmite la fuerza al eje, y la polea de la abducción permanece estática. Al finalizar la aducción se debe repetir el movimiento de abducción, pero como se ha indicado anteriormente el tendón se encuentra destensado. Si se produjera la contracción del tendón de abducción, no se produciría movimiento en la polea, porque la contracción se emplearía en tensar el tendón.

Queda demostrado que el sistema de polea doble no cumple con los requisitos del sistema. Una solución a este último sistema pasaría por dotar a las ruedas libres de muelles que mantuvieran la tensión en los tendones en todo momento. Este sistema queda propuesto para posteriores mejoras del diseño.

Polea simple con cubierta

El sistema que finalmente se implementa en el exoesqueleto, es un sistema de polea simple con cubierta y con dos carriles (Figura 5.50). El mismo diseño de polea se emplea para los tres movimientos del exoesqueleto.

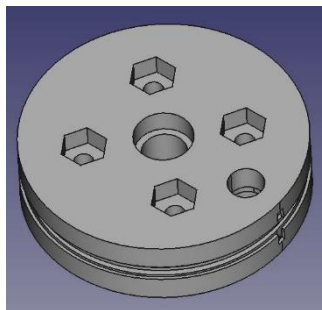


Fig. 5.50. Polea, lateral para rodamiento

Este diseño se centra en mantener cada tendón en su posición correspondiente. Durante los ciclos de funcionamiento se producirán distensiones en los tendones, pero al encontrarse estos debidamente situados en la polea no habrá errores de funcionamiento cuando se tensen de nuevo.

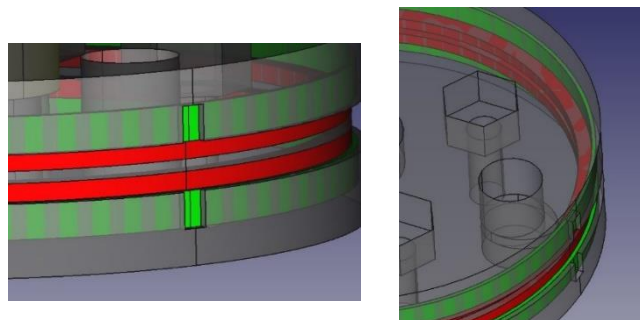


Fig. 5.51. Carriles centrales y ranuras laterales

Cada polea cuenta con dos carriles centrales por los que se arrolla cada uno de los tendones (destacados en rojo en la Figura 5.51) y ranuras laterales (destacadas en verde) por la que se inserta una fina chapa que actúa como pared superior.

La chapa es de aluminio y tiene un grosor de 0,5 mm, un ancho de 10 mm y 176 mm de largo. La chapa con estas características, colocada en las ranuras laterales taparía por completo los carriles, sin que existiera una zona de paso desde el interior del carril al exterior de la polea. La chapa deberá recortarse de tal manera que se permite la circulación del tendón pero que fije este mismo en su posición. La Figura 5.52 muestra la chapa recortada con las ranuras necesarias para que pueda circular el tendón.

Se analiza el caso de los movimientos de abducción y aducción para explicar la necesidad de dar una forma determinada a la chapa. El movimiento de abducción requiere un ángulo de 130 grados, mientras que el de aducción 15 grados. Si la chapa se mecaniza con aperturas correspondientes a estos ángulos y el ancho de cara carril, se permite la libre circulación del tendón, mientras que el resto se encuentra debidamente sujeto a la polea.

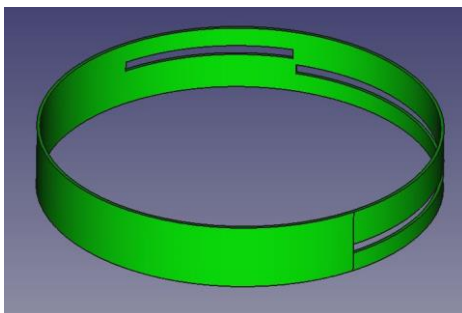


Fig. 5.52. Chapa mecanizada

La chapa deja al descubierto la parte necesaria del carril para que el tendón pueda circular libremente durante el movimiento (Figura 5.53).

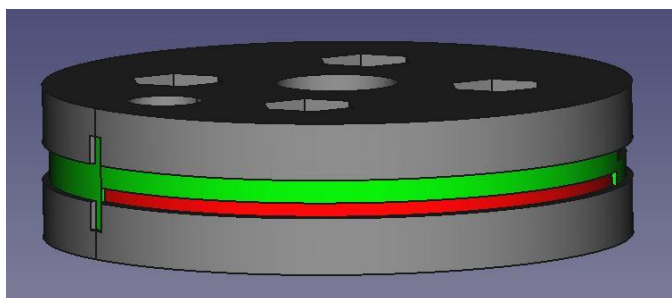


Fig. 5.53. Polea con chapa destacada en verde y carril libre destacado en rojo

La chapa gira solidariamente con la polea durante el movimiento. Cuando el tendón se contrae, movimiento de abducción, puede separarse de la polea gracias a la apertura de la chapa. Una vez el movimiento de la abducción alcanza su ángulo máximo el tendón correspondiente comienza a destensarse. Al comenzar el movimiento de aducción, el tendón de abducción tiene dos puntos fijos enfrentados. Uno es el punto de unión a la

polea que se mantiene gracias al carril por el que se encuentra introducido y la chapa, y otro es el terminal de la funda que se encuentra frente a la polea, a la misma altura que el carril. Ambos puntos aseguran que el tendón destensado se enrolle en el carril.

5.2.4.2. Unión tendón polea

Una vez explicado cómo se asegura que el tendón no abandone la polea, se detalla la unión entre el tendón y la polea. El tendón es el encargado de transmitir la fuerza necesaria a la polea y así generar el momento de torsión. La unión entre el tendón y la polea debe ser fuerte, puesto que durante los movimientos se generan tensiones elevadas. Algunos de los sistemas propuestos para esta unión se presentan a continuación.

Sistema 1

El Sistema 1 detallado en la Figura 5.54, emplea los tornillos prisioneros de la Figura 5.55. El tendón se sujeta mediante los tornillos prisioneros y estos son alojados en una cavidad de la propia polea. Al tensar el tendón, el tornillo prisionero ejerce la fuerza sobre las paredes de la cavidad de la polea, generando el momento de torsión.

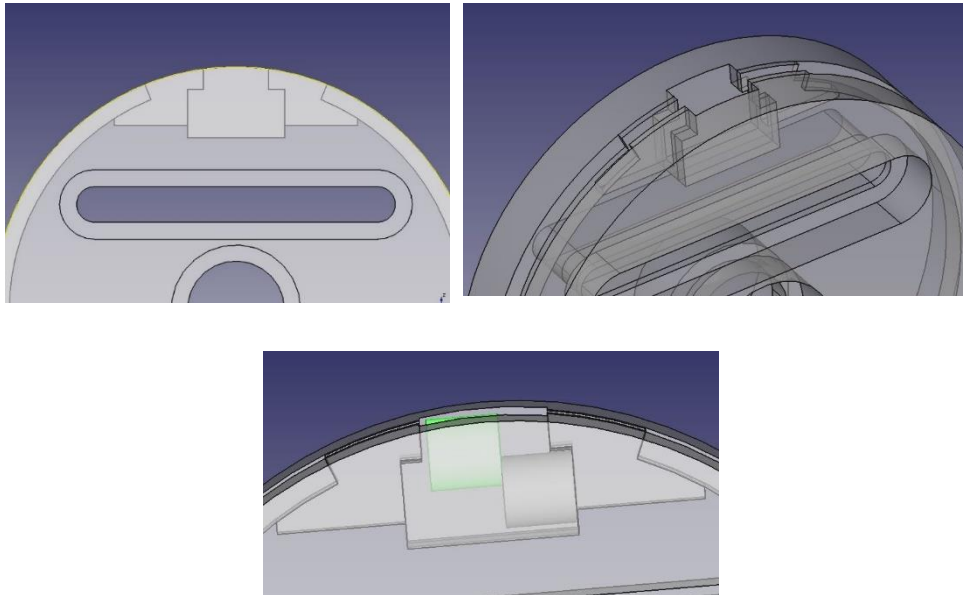


Fig. 5.54. Unión tendón polea – Sistema 1



Fig. 5.55. Tornillo prisionero sistema 1

Sistema 2

Un segundo sistema emplea otro tipo de tornillo prisionero (Figura 5.57). La cavidad de la polea es diferente como se puede observar en la Figura 5.56, pero el sistema se comporta de la misma manera.

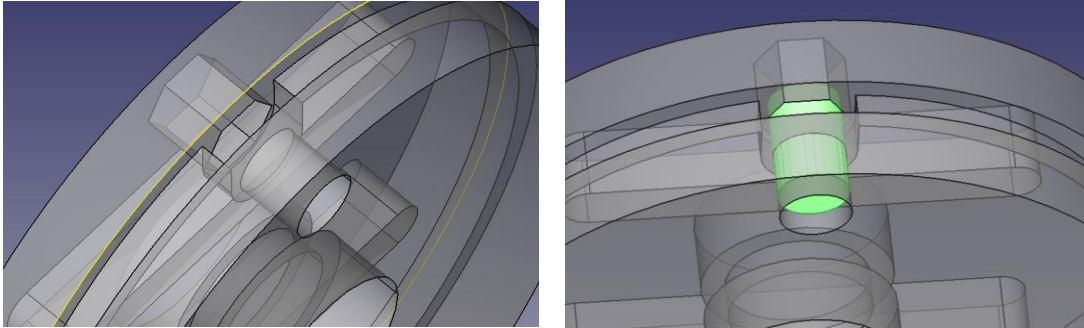


Fig. 5.56. Unión tendón polea – Sistema 2



Fig. 5.57. Tornillo prisionero sistema 2

Sistema 3

El Sistema 3 (Figura 5.58) es el sistema implementado en el diseño final. Emplea como tendón un cable con terminal cilíndrico como el de la Figura 5.59. La polea cuenta con una cavidad por la que se introduce el extremo del tendón que se une a los cables de SMA. De esta manera, el extremo con el terminal cilíndrico queda alojado en la cavidad de la polea.

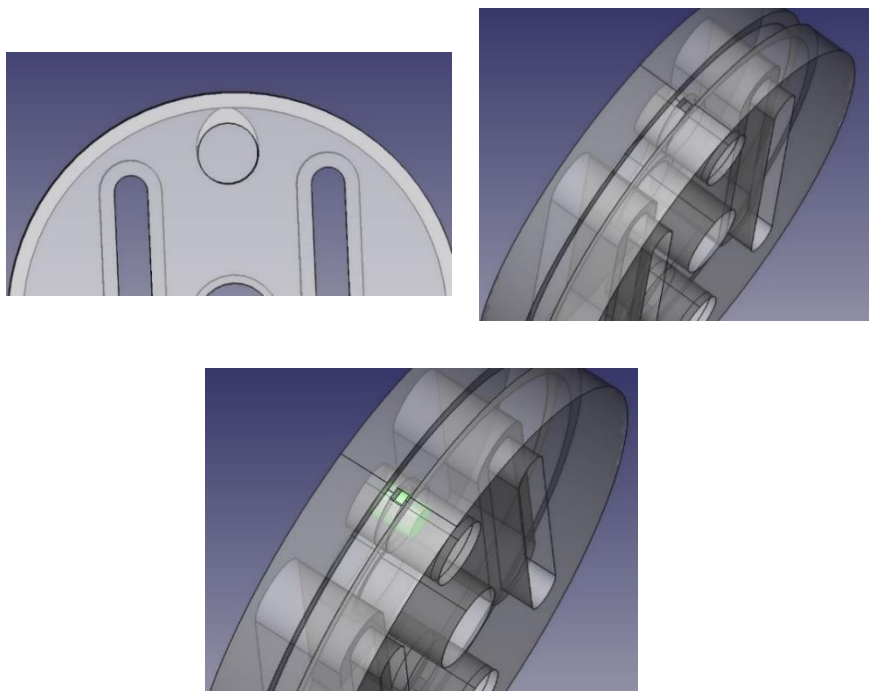


Fig. 5.58. Unión tendón polea – Sistema 3

El terminal del tendón que se muestra en la Figura 5.59 tiene un diámetro de 8 mm y una altura de 7mm. La cavidad que aloja el terminal tiene un diámetro de entrada de 11 mm y una profundidad de 11,25mm. Estas dimensiones permiten colocar cómodamente el tendón, quedando el terminal cilíndrico asegurado en el interior de la polea.



Fig. 5.59. Cable con terminal cilíndrico [26]

5.2.4.3. Otros detalles de la polea

Cada polea consta de una cavidad central en uno de sus laterales (Figura 5.60), en la que se inserta un rodamiento. Este rodamiento se sitúa del lado respecto al que rota la polea. En ese mismo lateral se sitúan los huecos que alojaran las tuercas.

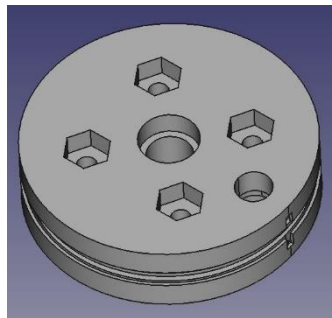


Fig. 5.60. Polea, lateral del rodamiento

En otro lateral (Figura 5.61) está en contacto con la barra que gira solidariamente a la polea. La unión entre la barra y la polea se realiza mediante tornillos roscados asegurados con las tuercas anteriormente mencionadas.

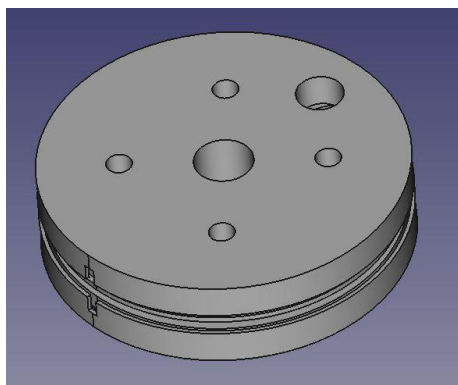


Fig. 5.61. Polea, lateral de unión a la barra solidaria

Las cavidades que alojan los terminales cilíndricos de los tendones se encuentran separadas 180 grados. Esto asegura que la polea puede rotar el ángulo necesario para llevar a cabo cualquiera de los movimientos.

5.2.4.4. Montaje

Antes de unir la polea al resto de las partes del exoesqueleto es conveniente montar la chapa y los tendones.

Tras mecanizar la chapa con las ranuras necesarias se inserta por las ranuras laterales y se coloca en su posición correspondiente. Hay que recordar que la parte de la chapa que deja al descubierto el carril de la polea debe coincidir con el sentido de giro del movimiento correspondiente.

Cuando la chapa se encuentra en su posición se introduce cada uno de los tendones por su cavidad. Es necesario arrollar el tendón alrededor de la polea, por el interior de la chapa y el carril correspondiente, 360 grados. Los tendones se arrollan en sentidos opuestos, horario y antihorario, de manera que concuerden:

- Sentido de arrollamiento.
- Sentido en el que se desenrolla de tendón al realizar el movimiento.
- Ranura de la chapa que permite que el tendón se separe de la polea.
- Sentido del movimiento que debe ejecutar la polea.

5.2.5. Escuadra 1

Este subconjunto mostrado en la Figura 5.62, parte de la Polea 1 y termina en la Polea 2. Permite que el exoesqueleto pase de la parte posterior de la espalda a la parte lateral del hombro. Rota solidariamente con la Polea 1, transmitiendo los movimientos de abducción y de aducción, tanto al resto del exoesqueleto como al brazo del paciente.

A la Escuadra 1 se fija un terminal de fundas. Este terminal conduce los tendones correspondientes a los movimientos de flexión y extensión a la Polea 2. Este subconjunto posee un ajuste de ancho de hombro y otro ajuste de la Polea 2, detallados en el capítulo 6.1. Ajustes.

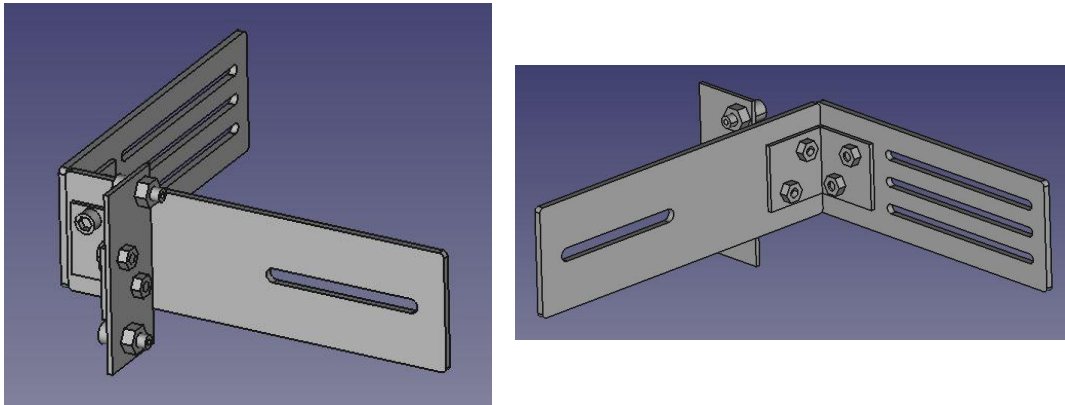


Fig. 5.62. Escuadra 1

Las 2 piezas principales que compone este subconjunto son de fibra de carbono, de 3 mm de espesor. Ambas piezas se encuentran unidas, como se aprecia en la Figura 5.62, mediante una escuadra.

Pieza 1

La primera pieza del subconjunto se sujeta a la Polea 1 por medio de tornillos, en el extremo donde se sitúan las ranuras alargadas de ajuste (Figura 5.63). La disposición de estas ranuras permite por un lado el movimiento relativo entre la Escuadra 1 y la Polea 1, cuando su unión se encuentra libre, y por otro la rotación de la Escuadra 1 con la Polea 1 de manera solidaria, cuando la unión se encuentra bloqueada. Esta unión se detalla en el capítulo 5.2.9. Montaje de los subconjuntos.

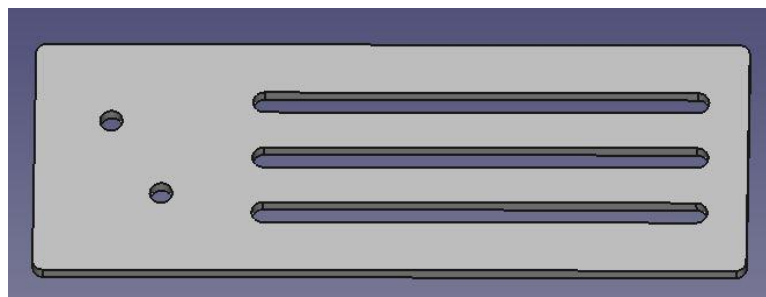


Fig. 5.63. Pieza 1 escuadra1

Pieza 2

La Pieza 2 de la Escuadra 1 (Figura 6.54) presenta una ranura alargada que permite el ajuste de la Polea 2. De esta manera la polea queda situada de forma paralela al plano sagital. El terminal de las fundas se une también a esta pieza compartiendo los mismos agujeros que se emplean para unir esta pieza con la Pieza 1.

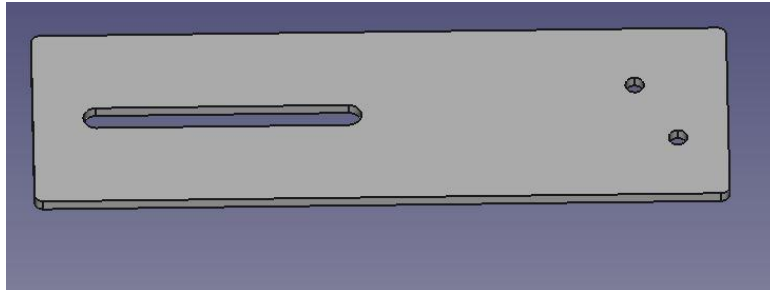


Fig. 5.64. Pieza 2 Escuadra 1

Terminal funda

El terminal que aquí se emplea tienen la misma estructura que en empleado en el Juego de tijeras. Los requisitos que debe cumplir en este caso son:

- ➔ Cada uno de los terminales debe situarse a 28 mm de distancia del eje de rotación de la Polea 2 (Figura 5.65).

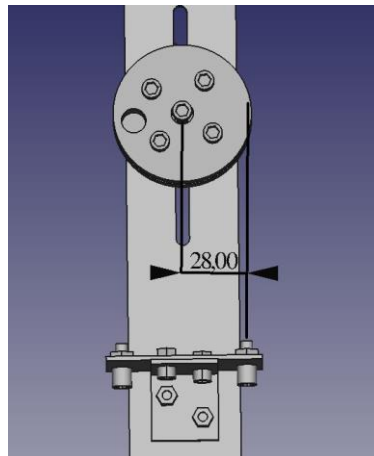


Fig. 5.65. Distancia de los terminales al centro de la Polea 2

- ➔ Ambos terminales deben situarse a una distancia de entre 6,50 y 8,50 mm de la superficie la Pieza 2 (Figura 5.66).

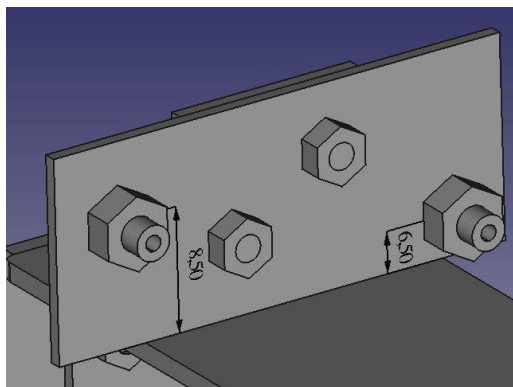


Fig. 5.66. Distancia de los terminales de las fundas, en la Escuadra 1

Escuadra tornillos y tuercas

No se presentan las medidas exactas de la escuadra que une las Piezas 1 y 2. Esta escuadra debe realizar la unión entre las dos piezas en un ángulo de 90 grados. Su ancho no debe sobrepasar el ancho de las Piezas 1 y 2 y el largo no debe obstaculizar ningún movimiento.

Montaje

Por último, en la Figura 5.67 se muestra el despiece del subconjunto Escuadra 1.

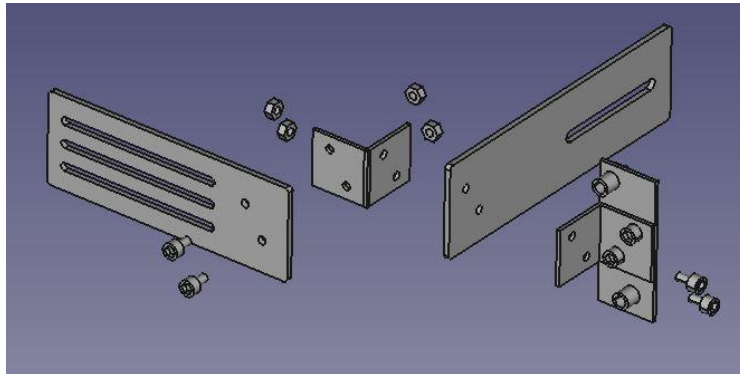


Fig. 5.67. Despiece Escuadra 1

5.2.6. Escuadra 2

En la Figura 5.68 se puede ver el subconjunto Escuadra 2, que parte de la Polea 2 y termina en la Polea 3. Todo el subconjunto se mueve solidariamente con la Polea 2, transmitiendo los movimientos de flexión y extensión al brazo del paciente. Puesto que la Polea 2 se encuentra unida a la Escuadra 1 y esta a su vez a la Polea 1, la Escuadra 2 reproducirá también los movimientos de aducción y abducción.

Este subconjunto contiene tres de los ajustes del exoesqueleto. En él se encuentra situado también el segundo de los sensores MPU6050 y el terminal de las fundas correspondientes a los tendones de los movimientos de rotación interna y rotación externa.

Las Piezas 1 a 6 se fabrican en fibra de carbono, de 3 mm de espesor.

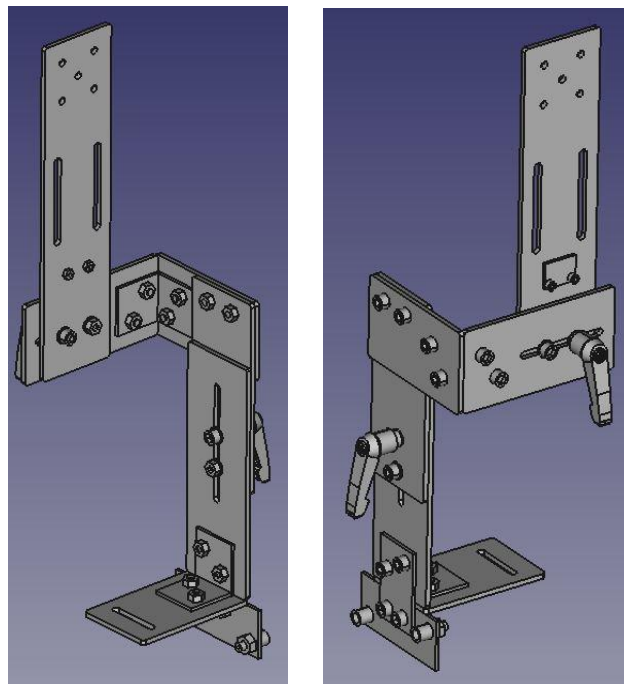


Fig. 5.68. Escuadra 2

Pieza 1

La Pieza 1 (Figura 5.69) se sitúa en la parte exterior del brazo, de manera vertical, paralela al plano sagital. Se ancla a la Polea 2 por su parte superior, de manera que cuando la polea gira, se transmite el movimiento al resto de la estructura.

Esta pieza cuenta con ranuras por las que introducir cintas que asegurarán el brazo del paciente, haciendo que se mueva junto con el exoesqueleto.

El sensor MPU6050 se sitúa centrado en la pieza en la mitad inferior.

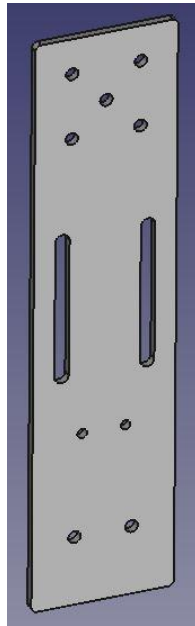


Fig. 5.69. Pieza 1
Escuadra2

Pieza 2

La Pieza 2 (Figura 5.70) se sitúa en la parte exterior del brazo, dispuesta de manera horizontal y paralela al plano sagital. Esta pieza dispone de una ranura que permite ajustar el exoesqueleto al grosor del brazo del paciente. El movimiento de ajuste es relativo a la Pieza 1. Una vez situada en la posición adecuada, se inmoviliza gracias a una palanca de ajuste.

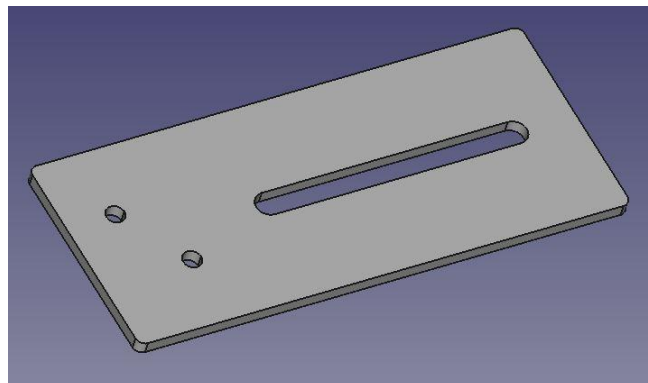


Fig. 5.70. Pieza 2 escuadra 2

Pieza 3

La Pieza 3 detallada en la Figura 5.71, se dispone de forma paralela al plano coronal en la parte posterior del brazo. Se encuentra unida a la Pieza 2 mediante una escuadra, formando un ángulo de 90 grados.

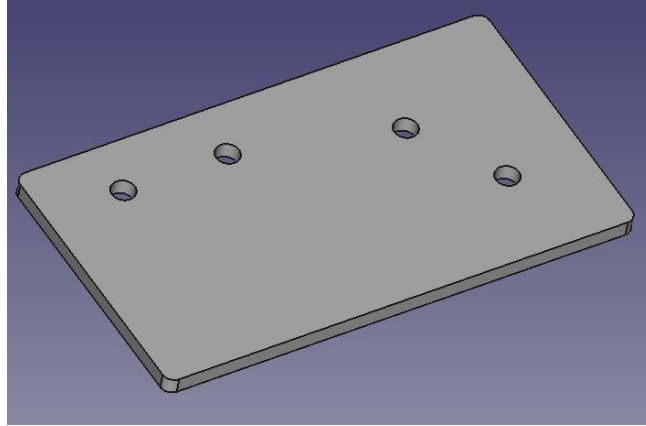


Fig. 5.71. Pieza 3 Escuadra 2

Pieza 4

La Pieza 4 (Figura 5.72) se sitúa en la parte posterior del brazo a lo largo de este de manera vertical. En su parte superior se fija a la Pieza 3 mediante tornillos. En su parte inferior una palanca de ajuste y un tornillo realizan la unión con la Pieza 5.

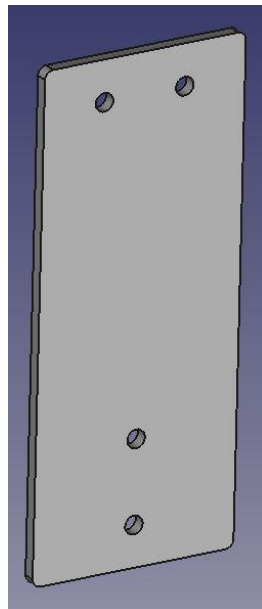


Fig. 5.72. Pieza 4 Escuadra 2

Pieza 5

Se trata de una prolongación de la Pieza 4. La ranura superior que se muestra en la Figura 5.73, permite ajustar el exoesqueleto al largo del brazo del paciente. Cuando se encuentra en la posición adecuada, se fijan las dos piezas mediante una palanca de ajuste.

Por su parte inferior se une a la Pieza 6 y al Terminal de las fundas.

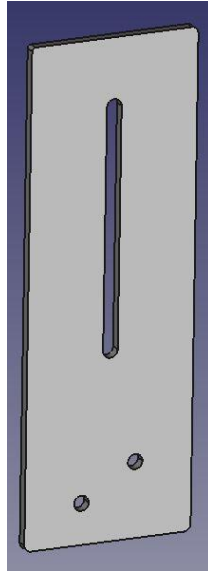


Fig. 5.73. Pieza 5
Escuadra 2

Pieza 6

Se une a la Pieza 5 (Figura 5.73) mediante una escuadra formando 90 grados entre ambas piezas. De esta manera la Pieza 6 (Figura 5.74) se encuentra paralela al plano transversal. En su extremo opuesto cuenta con una ranura que permite ajustar la posición de la Polea 3, paralela al plano anteriormente mencionado. De esta manera se puede alinear el eje de rotación de la Polea 3 con el eje de rotación interna y externa.

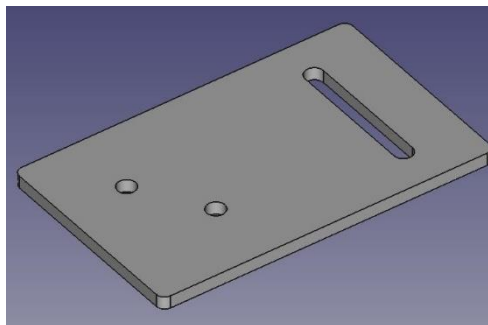


Fig. 5.74. Pieza 6 Escuadra 2

Terminal de funda

Los terminales de las fundas deben situarse a la misma altura que los carriles de la Polea 3. Para ello se disponen dos pletinas formando una T. Estas dos pletinas unidas entre sí se fijan a la Pieza 5 mediante los mismos tornillos que se encuentran en la parte inferior de la pieza.

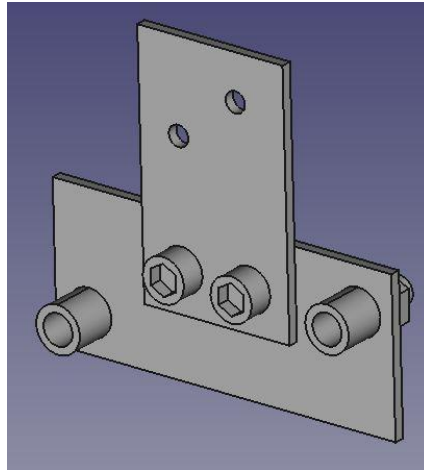


Fig. 5.75. Terminal funda codo

Como se observa en la Figura 5.75, la estructura del terminal es diferente a la de las dos anteriores. Además el ajuste de la Pieza 6 hace posible que la Polea 3 desplace su eje de rotación respecto al terminal de las fundas.

- ➔ Cada uno de los terminales debe situarse a 28 mm de distancia del punto medio de la ranura de ajuste de la Pieza 6 (Figura 5.76).

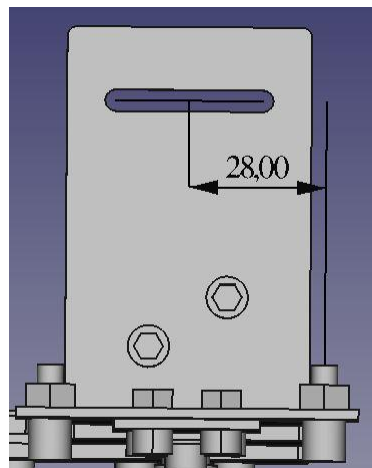


Fig. 5.76. Distancia de los terminales al punto medio de la ranura de ajuste

- ➔ Ambos terminales deben situarse a una distancia de entre 6,50 y 8,50 mm de la superficie la Pieza 6 (Figura 5.77).

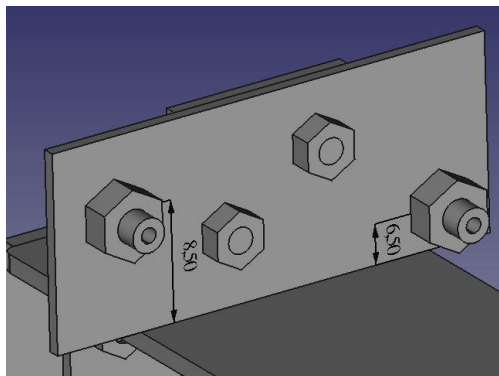


Fig. 5.77. Distancia de los terminales de las fundas, a la Pieza 6

Montaje

Debido a la complejidad del subconjunto, el despiece de la Escuadra 2 se presenta en 2 partes. La Figura 5.78 a, detalla la unión entre las Piezas 1 y 2, destacando en verde el sensor MPU6050 y la Figura 5.78 b la unión de las Piezas 3,4, 5 y 6. Ambas partes se unen por medio de una escuadra (ver Figura 5.68).

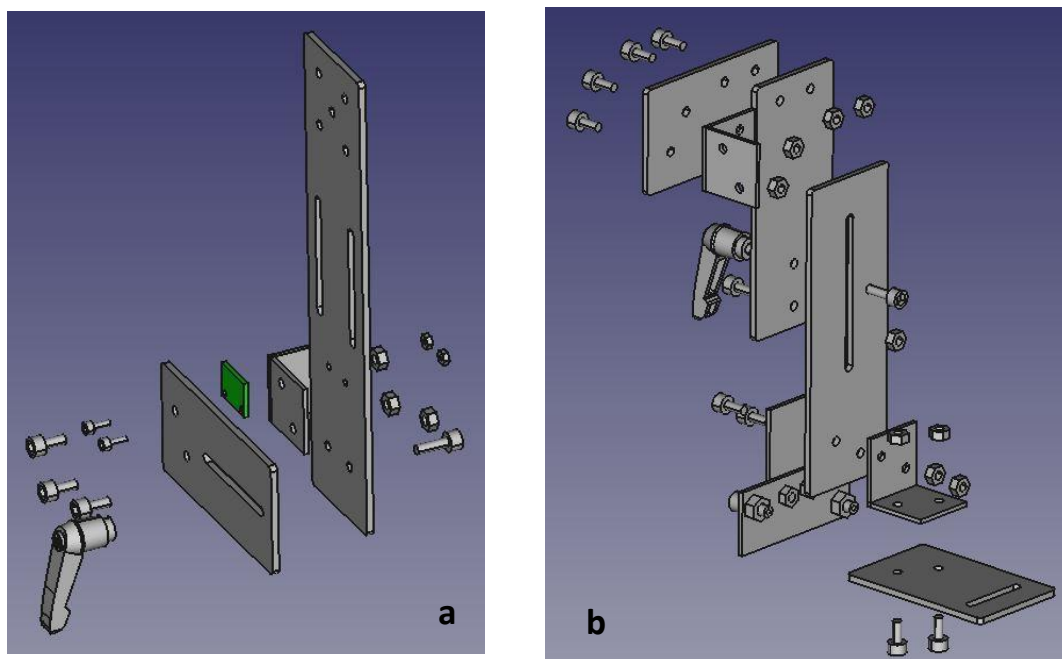


Fig. 5.78. Explosionado Escuadra 2

5.2.7. Antebrazo

El Antebrazo presentado en la Figura 5.79 se sitúa en la parte inferior del codo del paciente y se dispone a lo largo del antebrazo de este, paralela al plano transversal. Se encuentra unida a la Polea 3, con la que rota solidariamente, por uno de sus extremos.

Cuenta con ranuras por las que introducir cintas para sujetar el antebrazo del paciente de manera que los movimientos de rotación interna y rotación externa son transmitidos al brazo del paciente. El último de los sensores inerciales MPU6050 se encuentra unido al extremo opuesto al que se une la Polea 3, por medio de tornillos.

La pieza se fabrica en fibra de carbono de 3 mm de espesor.

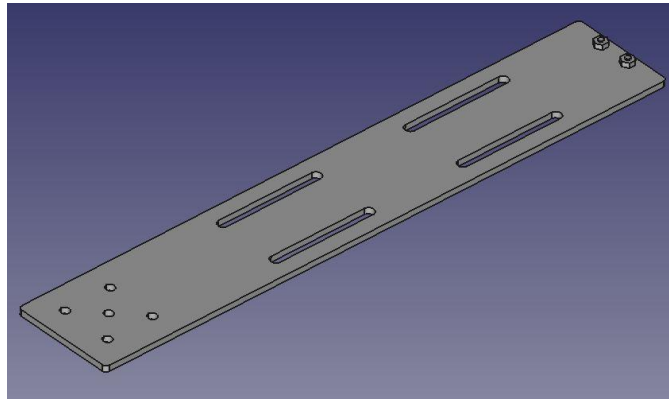


Fig. 5.79. Antebrazo

5.2.8. Unión SMA – Tendón

Como se ha comentado anteriormente, el elemento que se fija a la polea para generar el momento de torsión es el tendón. Pero es necesario tener en cuenta que los elementos que generan la fuerza son los cables de SMA. Quedó demostrado que es necesario emplear 12 cables de SMA para generar los 12 Nm destinados al movimiento.

Hay que tener en cuenta que los cables de SMA, se encuentran dentro de las fundas Bowden. Estas fundas permiten albergar un máximo de 6 cables SMA en su interior para que puedan deslizarse adecuadamente, por lo que los cables proceden de 2 fundas distintas.

El subsistema Unión SMA-Tendón se encarga de pasar de los 12 cables de SMA, procedentes de dos fundas distintas, al único tendón final que se une a la polea. En este subsistema se integra el potenciómetro de membrana que mide la posición de los cables en todo momento. Esta medida se empleará posteriormente en el sistema de control.

El subsistema se ha desarrollado teniendo en cuenta las circunstancias más restrictivas y aplicándolas al resto de los casos. Esta práctica hace que las magnitudes excedan las necesidades en muchas ocasiones, pero permite simplificar el desarrollo, así como la adquisición del material y el posterior montaje. El caso analizado es el del movimiento de abducción, con una rotación de 130 grados y 12 cables de SMA. Como se indicó en el capítulo 5.1 Cálculos de actuación, la contracción necesaria en el caso de emplear un sistema de polea simple es de 60 mm (para un movimiento de 130 grados). Se dispone por lo tanto de un espacio de 60 mm en el sistema, para esta contracción.

El subsistema se monta en el interior de cajas, y se emplean un total de 3 cajas. En cada caja se montan las uniones correspondientes a los movimientos antagónicos, que son los movimientos destinados a una misma polea. De esta manera, en cada caja entrarán 4 fundas Bowden (dos por cada movimiento, con 6 cables de SMA en cada una) y saldrán dos fundas con los tendones.

Cada grupo de 6 cables SMA termina en un prisionero roscado que se une a una pletina montada sobre una guía. A cada pletina se unen tres prisioneros roscados, de un lado dos con los terminales de los cables SMA y uno del lado contrario con el tendón. La Figura 5.80 muestra una caja completamente montada.

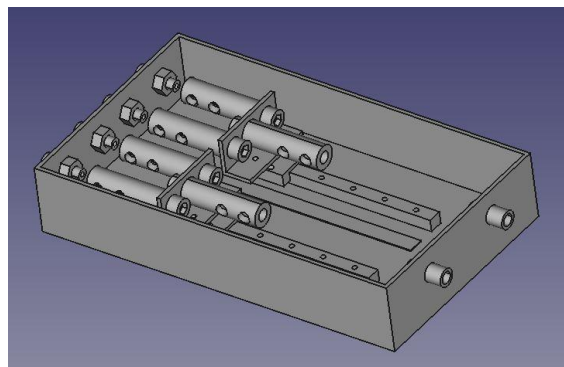


Fig. 5.80. Unión cables SMA-Tendón

Una vez descrita la necesidades y requisitos del subsistema, se describen los elementos empleados y el posterior montaje.

Caja

El sistema se monta en el interior de una caja como la mostrada en la Figura 5.81. La caja cubre dos necesidades principales. Por una parte, sirve de soporte para el resto de los elementos, y por otra evita el acceso al interior de manera accidental. Recordemos que los cables de SMA alcanzan elevadas temperaturas durante su funcionamiento (alrededor de 90°C).



Fig. 5.81. Caja unión cables SMA-Tendón [24]

Terminales de fundas

Al igual que en los terminales de fundas empleados en sistemas anteriormente descritos, en la Unión SMA- Tendón se emplean tornillos tensores (Figura 5.82). Cada uno de ellos se atornilla a las paredes laterales de la caja, de manera que por un extremo entra la funda con los cables de SMA y por el otro salen únicamente los cables de SMA.



Fig. 5.82. Tornillo tensor [22]

Terminal de cable roscado

Este elemento presentado en la Figura 5.83 permite unir varios cables por uno de sus extremos y realizar la unión roscada a la pletina por el otro. Gracias a esto, es posible unir los 6 cables de SMA procedentes de una misma funda Bowden. Este mismo terminal roscado se emplea para realizar la unión del tendón a la pletina.



Fig. 5.83. Terminal de cable roscado / Prisionero roscado [27]

Terminal de cable simple

Para crear una mayor superficie de contacto entre los tornillos transversales del terminal roscado y los cables, se emplean terminales de cable (Figura 5.84). Se trata de pequeñas fundas maleables que se colocan en los extremos de los cables.



Fig. 5.84. Terminal cable [28]

En estos terminales se introducen los cables, SMA o Tendón, y posteriormente se introducen en el prisionero roscado.

Guía

Para que la unión entre los terminales de los cables SMA y el tendón sea segura y los cables de SMA transmitan correctamente la fuerza al tendón, se emplea un conjunto de guías lineales con mesas deslizantes como el mostrado en la Figura 5.85, montado en el fondo de la caja.



Fig. 5.85. Guía y mesa deslizante [29]

Escuadra / Pletina

En la parte vertical de la escuadra se atornillan los terminales roscado como se detalla en la Figura 5.86. De esta manera el movimiento de los cables de SMA se transmite al tendón.

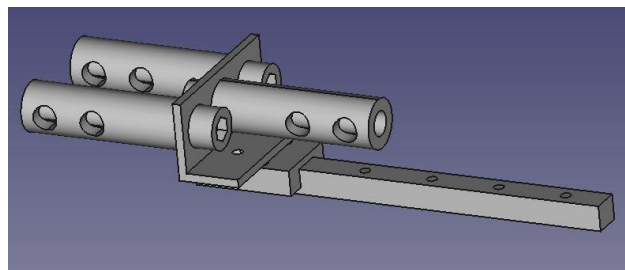


Fig. 5.86. Uniones terminales roscados

La parte horizontal de la escuadra debe permanecer única al carrito, de manera que se muevan solidariamente, controlando que el desplazamiento sea lineal.

Potenciómetro

El potenciómetro descrito en el capítulo de 3. Actuadores y sensores se pega en el fondo de la caja, paralelo a la guía. Este potenciómetro (Figura 5.87) medirá el desplazamiento de la mesa deslizante a la que se une la escuadra con los terminales de cable roscado.



Fig. 5.87. Potenciómetro de membrana [30]

Rodillo potenciómetro

Para trasladar el movimiento del carrito a la superficie del potenciómetro se propone el sistema presentado en la Figura 5.88, que consiste en un rodillo con muelles.

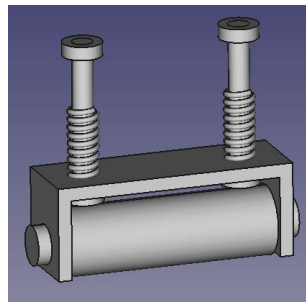


Fig. 5.88. Rodillo potenciómetro

Este rodillo unido al carrito como se muestra en la Figura 5.89, asegura el contacto permanente con el potenciómetro, y al moverse, proporciona la posición de la unión entre los cables de SMA y el tendón.

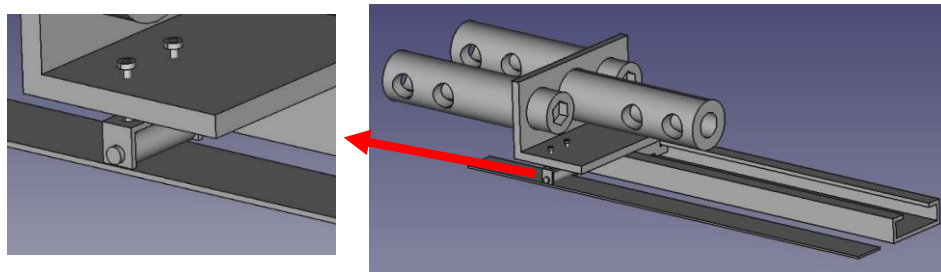


Fig. 5.89. Rodillo potenciómetro montado unido al carrito

Montaje

Aquí se detalla el montaje de una de las cajas. Es necesario recordar que el subconjunto engloba tres cajas idénticas. Se aconseja montar primero los terminales roscado sobre la escuadra, y posteriormente esta sobre el carril. La Figura 5.90 refleja el montaje de cada unión de 12 cables de SMA con un tendón, montado sobre la guía y con el potenciómetro en paralelo.

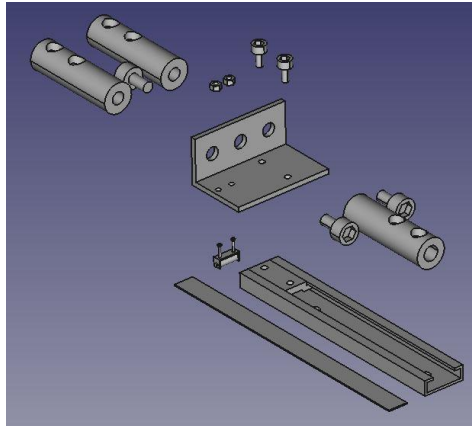


Fig. 5.90. Despieces terminales roscados y guía

- ➔ Cada carril debe tener una longitud de 100mm.
- ➔ Cada escuadra debe presentar unas medidas que permitan:
 - Unir adecuadamente a la mesa deslizante de la guía.
 - Sostener el rodillo que presiona el potenciómetro.
 - Atornillar los tres prisioneros roscados uno al lado del otro.
 - Situar dos de las uniones descritas en una misma caja.

Una vez montadas las uniones anteriormente descritas, se presentan en el interior de la caja como se muestra en la Figura 5.91 a.

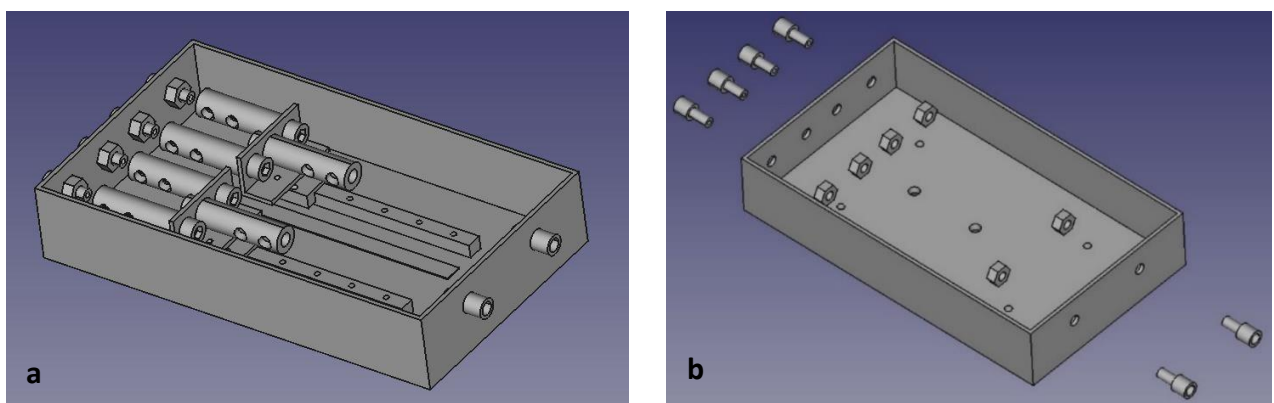


Fig. 5.91. a) Presentación dentro de la caja. b) Agujeros de la caja

Se marca la posición de los agujeros en los laterales de la caja donde se deben atornillar los terminales de funda (Figura 5.91 b). Cada uno de ellos debe coincidir su prisionero roscado correspondiente. Es necesario realizar los agujeros en la base de la caja que fijan la guía, y aquellos que posteriormente se emplearán para unir la caja a la Estructura espalda.

5.2.9. Montaje de los subconjuntos

Una vez presentados todos los subconjuntos que componen el exoesqueleto se presenta el montaje de todos ellos (Figura 5.92). La explicación que se detalla a continuación parte de que cada uno de los subconjuntos ha sido montado anteriormente.

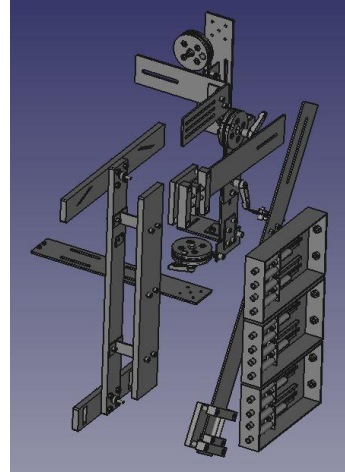
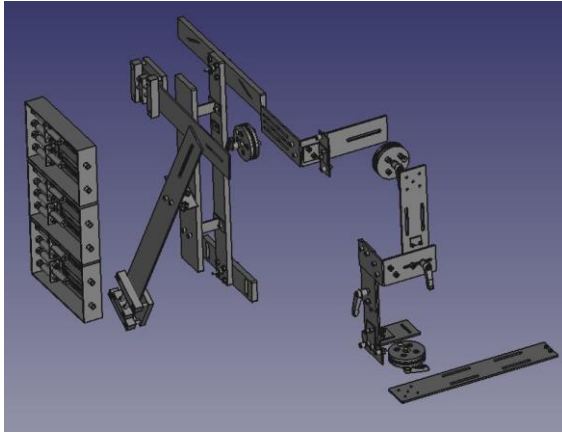


Fig. 5.92. Montaje de los subconjuntos

(Antes de unir cualquiera de las poleas a otros subconjuntos, es necesario insertar los tendones en las cavidades correspondientes).

Comenzando por la Estructura espalda, se unen los subconjuntos Elevación hombro en su parte superior e inferior. Entre la Estructura espalda y cada uno de los subconjuntos Elevación hombro debe haber un rodamiento. Es aconsejable montar cada uno de los subconjuntos Elevación hombro con su Tijera correspondiente como se indicó en el apartado 5.2.2. Elevación hombro, y posteriormente montar los dos subconjuntos unidos sobre la Estructura espalda.

La Polea 1 y la Escuadra 1 se unen por medio de cuatro tornillos y arandelas, de manera que existe deslizamiento por entre ambas por los carriles de la Escuadra 1, pero no sea posible separarlas.

Polea 1 y Escuadra 1 se unen al Juego de tijeras en el punto de unión de las dos tijeras, por medio de un tornillo y una palanca de ajuste, de manera que se pueda producir la rotación de las dos piezas unidad respecto al Juego de tijeras.

La unión entre la Escuadra 2 y la Polea 2 se realiza por medio de cuatro tornillos y es fija. Estos dos subconjuntos se unen a la Escuadra 1 por medio de un tornillo con una palanca de ajuste. Entre la Escuadra 1 y la Polea 2 debe colocarse un rodamiento.

La Polea 3 se une a al Antebrazo (unión fija), y ambos a la Pieza 6 de la Escuadra 2 por medio de un tornillo y una palanca de ajuste (unión con rotación). Entre la Pieza 6 y la Polea 3 debe haber también un rodamiento.

Por último, se incorporan las tres cajas de Unión SMA-Tendón y se unen los tendones y los cables de SMA a los prisioneros correspondientes.

6. ANÁLISIS DEL DISPOSITIVO

El capítulo que se desarrolla a continuación presenta los ajustes que permiten acomodar adecuadamente el exoesqueleto al paciente y la amplitud de los movimientos que puede reproducir.

6.1. Ajustes

Las dimensiones a las que se debe adaptar el exoesqueleto son las indicadas en el capítulo 4.5. Dimensiones. Para poder regular las distintas partes del dispositivo adecuadamente, se dispone de 6 ajustes en distintos lugares.

6.1.1. Posición de la Polea 1 en la parte posterior de la espalda

Permite alinear el eje de rotación de la Polea 1, encargada de los movimientos de abducción y aducción, con el eje correspondiente del hombro.

Las magnitudes a tener en cuenta para esta regulación son el alto y el ancho de la espalda. La estructura que se coloca en la espalda del paciente tendrá unas dimensiones fijas. Se limita su longitud máxima de esta estructura, de manera que sea menor que la longitud mínima del individuo con la espalda más pequeña. En este caso esa medida es 47,2 cm medida desde la cintura hasta la línea de los hombros.

Los puntos de apoyo para esta estructura serán la zona de los riñones por la parte inferior y la línea de los omoplatos por la parte superior. La longitud de la pieza que se sitúa verticalmente a lo largo de la espalda del sujeto se limitará por tanto a 40 cm (Figura 6.1).

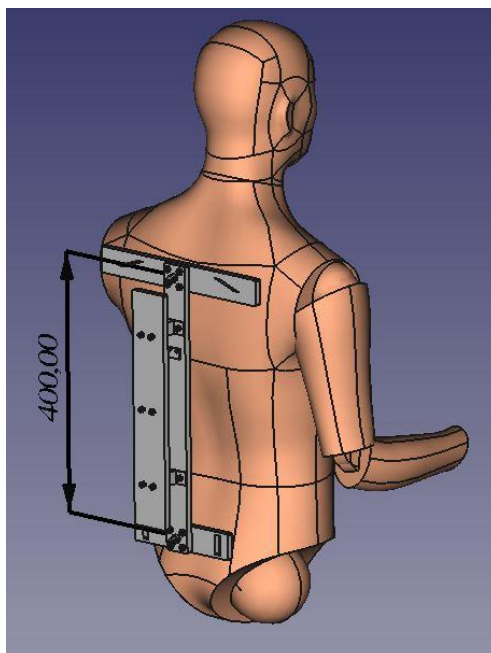


Fig. 6.1. Longitud de la estructura de la espalda (mm)

Para poder alcanzar el eje de rotación alrededor del cual se producen los movimientos de abducción y aducción (eje de la Polea 1) se incorpora el Juego de tijeras. Las piezas que componen el Juego de tijeras se encuentran unidas a la parte superior e inferior de la Estructura espalda. Esta unión permite una rotación entre dada una de las tijeras y la Estructura espalda alrededor del eje saliente al plano frontal.

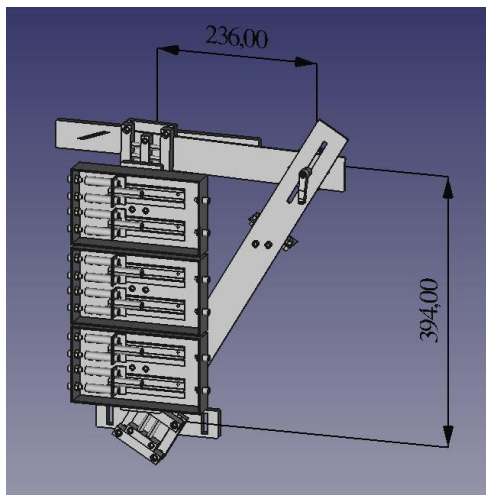


Fig. 6.2. Juego de tijeras (mm)

El extremo opuesto de cada tijera se une en un punto como se muestra en la Figura 6.2. Este punto de unión debe coincidir con el eje de rotación del hombro. Gracias a las ranuras con las que cuenta cada una de las tijeras, existe un margen de ajuste alrededor de la posición intermedia. La Figura 6.3 a muestra el margen de la tijera inferior, y la Figura 6.3 b el margen de la superior.

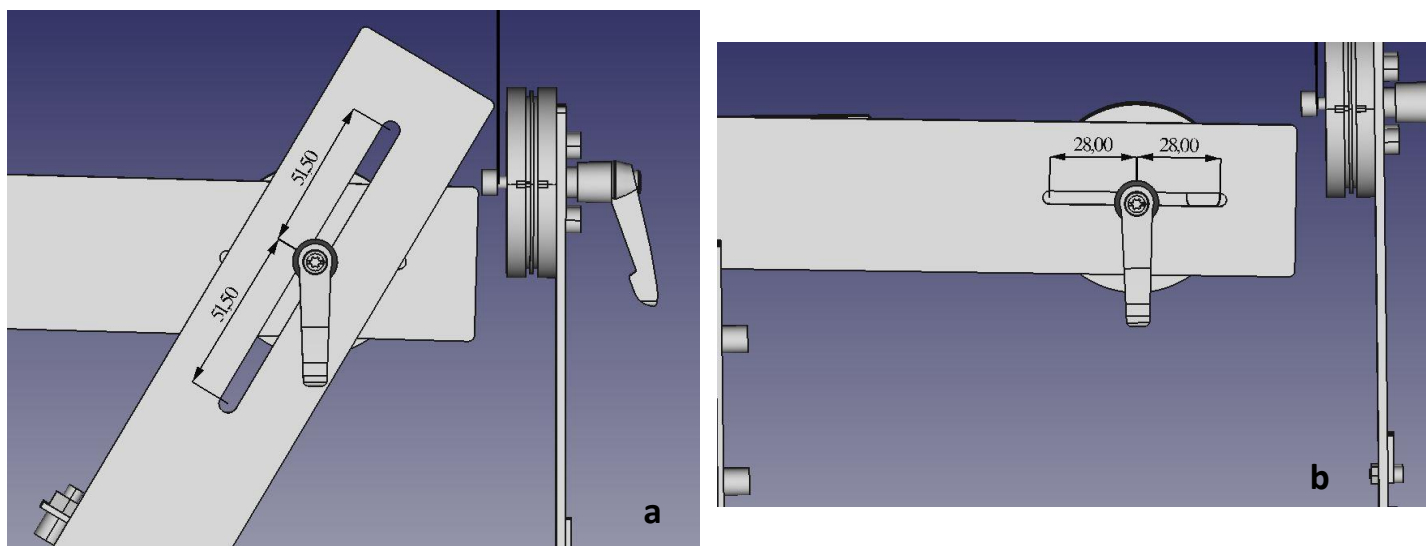


Fig. 6.3. a) Regulación de la tijera inferior. b) Regulación tijera superior (mm)

El Juego de tijeras permite situar la Polea 1 a 28 cm de la columna del paciente y a 47,3 cm del listón inferior de la estructura de la espalda, empleando la máxima regulación de ambas tijeras. La regulación mínima por su parte, sitúa la Polea 1 a

23,5 cm de la columna del paciente y a 38,2 cm del listón inferior de la estructura de la espalda.

Teniendo en cuenta que el listón inferior de la estructura de la espalda se sitúa unos 10 cm por encima de la cadera, el sistema propuesto permite alcanzar los valores límite para los que se proyecta el exoesqueleto. La Polea 1 se puede posicionar sin problema en los valores intermedios a los anteriormente mencionados.

6.1.2. Ancho del hombro

Dos sujetos pueden presentar la misma regulación para el eje de rotación de la Polea 1, pero al mismo tiempo poseer una complexión diferente. Para una misma regulación de la Polea 1, un paciente puede tener un hombro con mayor volumen que otro paciente, de manera que aleje la parte exterior del mismo del eje de rotación de la Polea 1.

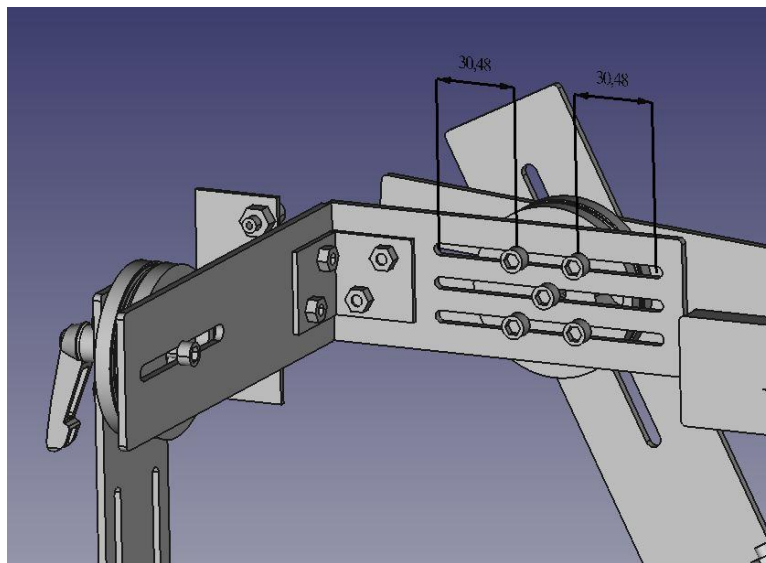


Fig. 6.4. Ajuste ancho del hombro (mm)

La regulación que se detalla en la Figura 6.4 atiende a la anchura del hombro, por lo que se otorgan magnitudes aproximadas. El rango de ajuste es de ± 3 cm en horizontal desde la posición a la que se sitúa la Polea 1.

6.1.3. Separación del hombro respecto a la espalda

Alinea el eje de rotación de la Polea 2, encargada de los movimientos de flexión y extensión, con el eje correspondiente del hombro.

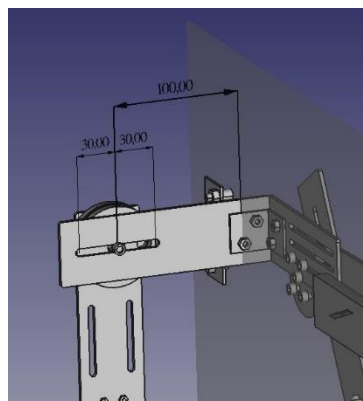


Fig. 6.5. Ajuste ancho del brazo (mm)

Como en el caso anterior se dan valores aproximados. Como se indica en la Figura 6.5 el punto medio se sitúa a 10 cm del plano de la espalda del paciente y se otorga un rango de ± 3 cm.

6.1.4. Ancho del brazo

Ajusta el exoesqueleto a la parte posterior del brazo. La posición intermedia corresponde con la posición de la Polea 2 y el rango de ajuste es de $\pm 1,5$ cm (Figura 6.6).

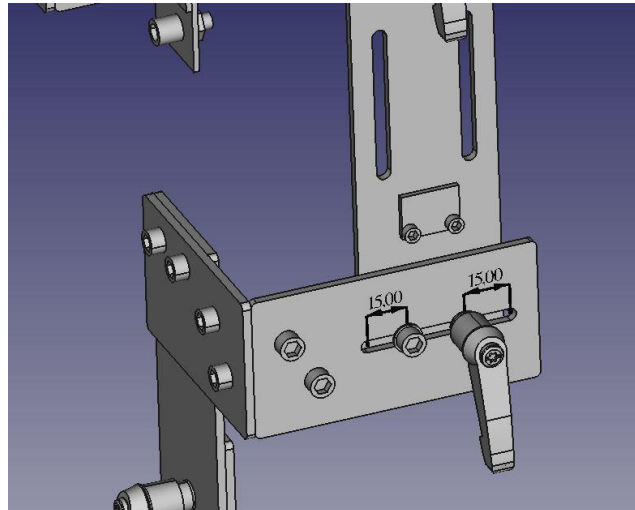


Fig. 6.6. Ajuste ancho del brazo (mm)

6.1.5. Largo del brazo

Permite ajustar la Polea 3 a la parte inferior del codo (el codo se encuentra flexionado 90 grados en la posición de reposo).

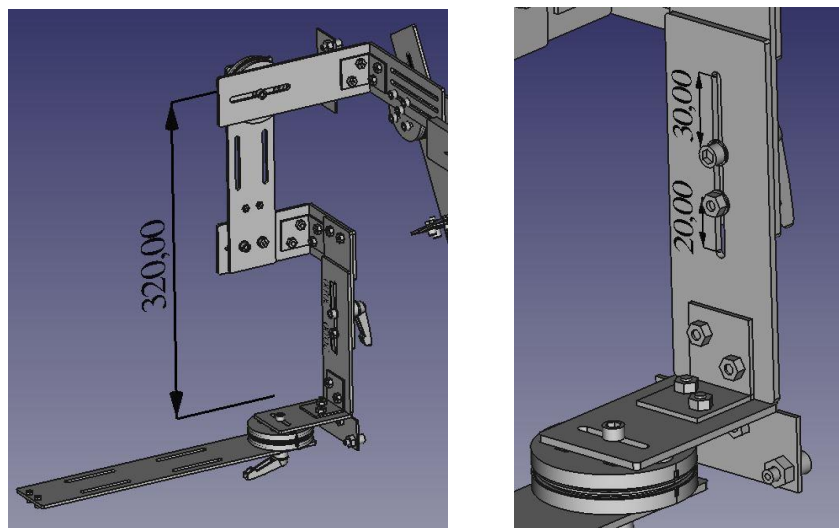


Fig. 6.7. Ajuste largo brazo (mm)

De acuerdo con los valores de la tabla, la posición media sitúa la Polea 3 a 32 cm del hombro. Esta distancia puede incrementarse 3 cm o disminuir 2cm para cubrir el rango necesario (Figura 6.7).

6.1.6. Regulación del codo

Permite alinear el eje de rotación de la Polea 3, encargada de los movimientos de rotación interna y rotación externa, con el eje correspondiente del hombro. No existe un valor determinado para este ajuste por lo que se intenta aprovechar el máximo ancho de la pieza.

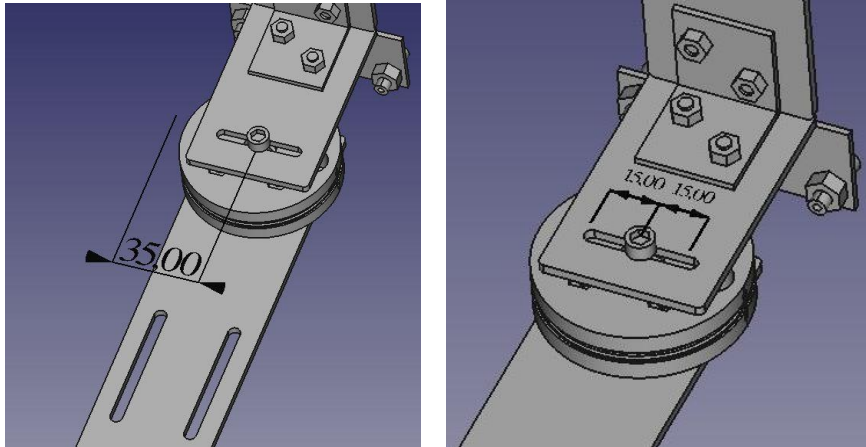


Fig. 6.8. Ajuste Polea 3 (mm)

El punto medio se encuentra a 3,5 cm del plano exterior del hombro y el margen de ajuste es de $\pm 1,5$ cm como se observa en la Figura 6.8.

6.2. Movimientos

El exoesqueleto debe reproducir los movimientos del hombro del paciente detallados en el capítulo 4. Biomecánica del hombro. Las medidas de los movimientos del exoesqueleto que se presentan a continuación han de entenderse como una referencia, bastante aproximada, de los movimientos que puede reproducir el exoesqueleto.

Todas las medidas son tomadas respecto a la posición de reposo, es decir con el exoesqueleto adaptado al paciente en posición anatómica y una flexión de 90 grados en el codo como detalla la Figura 6.9.

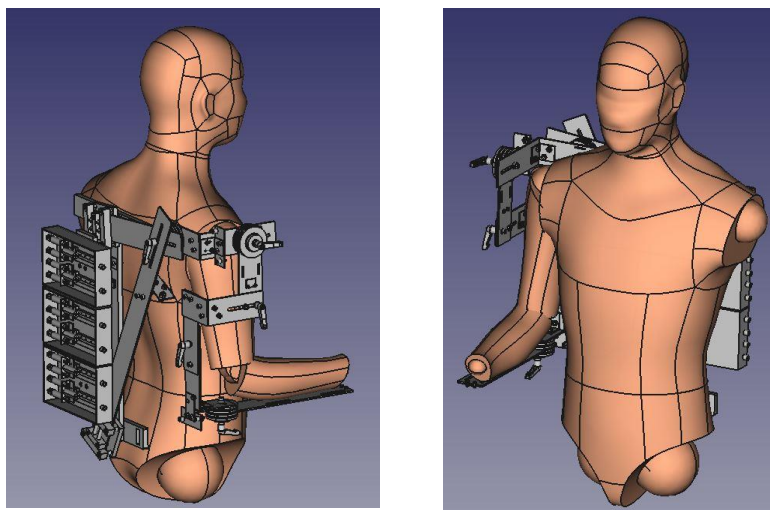


Fig. 6.9. Posición de reposo

6.2.1. Abducción

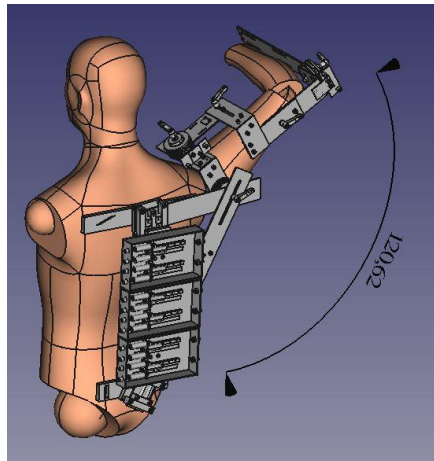


Fig. 6.10. Movimientos de abducción del exoesqueleto

El exoesqueleto reproduce el movimiento de abducción mediante la rotación de la Polea 1. Dadas las limitaciones del programa de diseño, no se puede reproducir con exactitud un movimiento de 130 grados de amplitud. Como muestra la Figura 6.10 el diseño puede asegurar una amplitud de entre 110 y 120 grados, que pueden verse incrementados gracias a la acción del subconjunto Elevación hombro.

6.2.2. Aducción

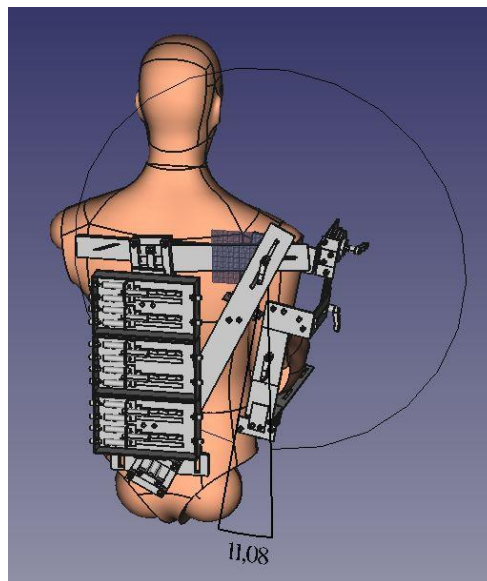


Fig. 6.11. Movimiento de aducción del exoesqueleto

Al igual que el caso del movimiento de abducción, se puede asegurar una amplitud de 10 grados para el movimiento de aducción, a pesar de que lo deseable sería alcanzar los 15 grados. En este caso como se observa en la Figura 6.11, la limitación de la medida se produce porque el brazo del maniquí empleado en el programa de diseño entra en contacto el torso.

6.2.3. Flexión

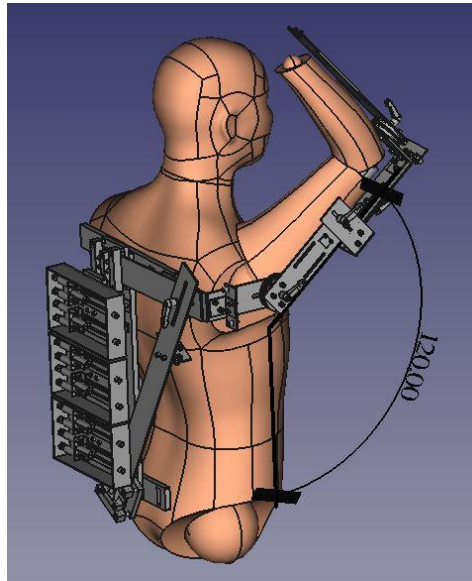


Fig. 6.12. Movimiento de flexión

En este movimiento no se producen interferencias con ninguna otra parte del exoesqueleto, por lo que se puede asegurar que una amplitud de 130 grados. En la Figura 6.12 solo se reflejan 120 grados porque al incrementar el ángulo del movimiento la imagen era menos representativa.

6.2.4. Extensión

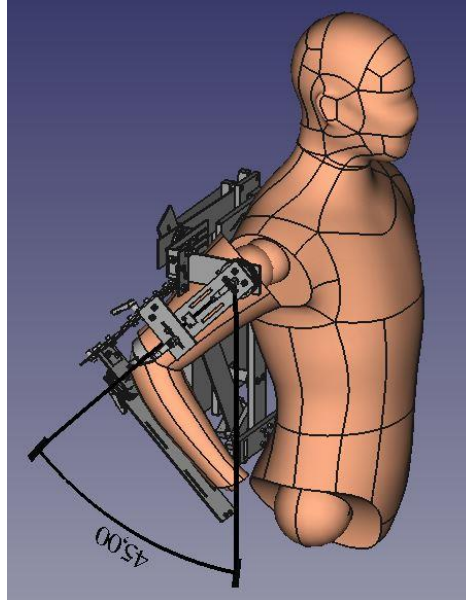


Fig. 6.13. Movimiento de extensión

Debido a las restricciones del programa de diseño solo se puede asegurar una amplitud de 40 grados a pesar de que la Figura 6.13 recoge una medida de 45 grados. Al aumentar la amplitud más de 40 grados, la parte posterior del brazo puede entrar en contacto con las piezas del Juego de tijeras que se sitúan en el plano de la espalda para algunas regulaciones.

6.2.5. Rotación interna

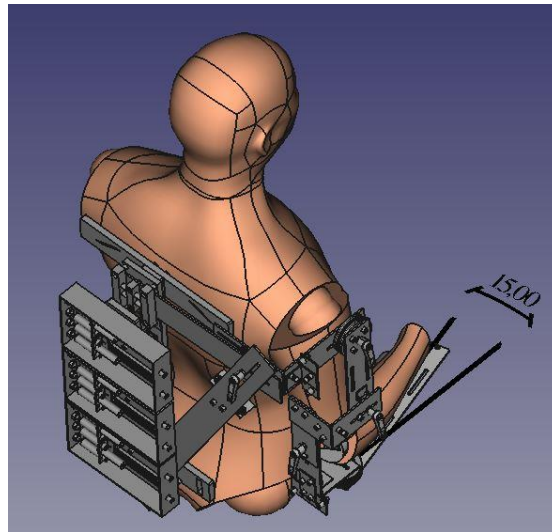


Fig. 6.14. Movimiento de rotación interna

La estructura del exoesqueleto permite cubrir la amplitud necesaria del movimiento de rotación interna, 15 grados hacia el interior. La Figura 6.14 muestra el movimiento en el que el único obstáculo con el que se puede encontrar el antebrazo es el cuerpo del propio paciente.

6.2.6. Rotación externa

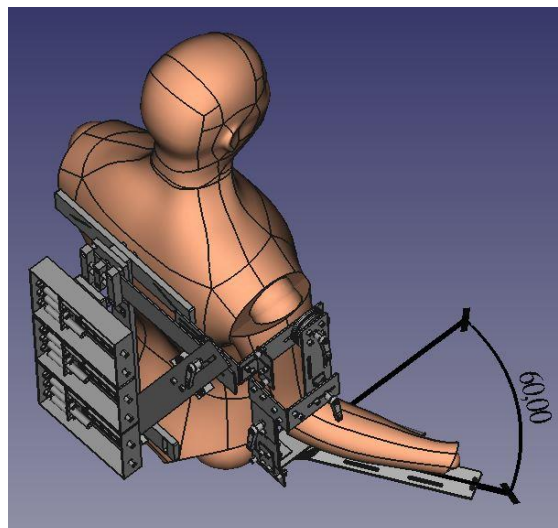


Fig. 6.15. Movimiento de rotación externa

Al igual que en el caso anterior, la Figura 6.15 refleja que no existen obstáculos para alcanzar la amplitud deseada, que permita realizar la terapia de rehabilitación.

6.2.7. Movimientos combinados

Los movimientos anteriormente descritos pueden combinarse para alcanzar otras posiciones de interés.

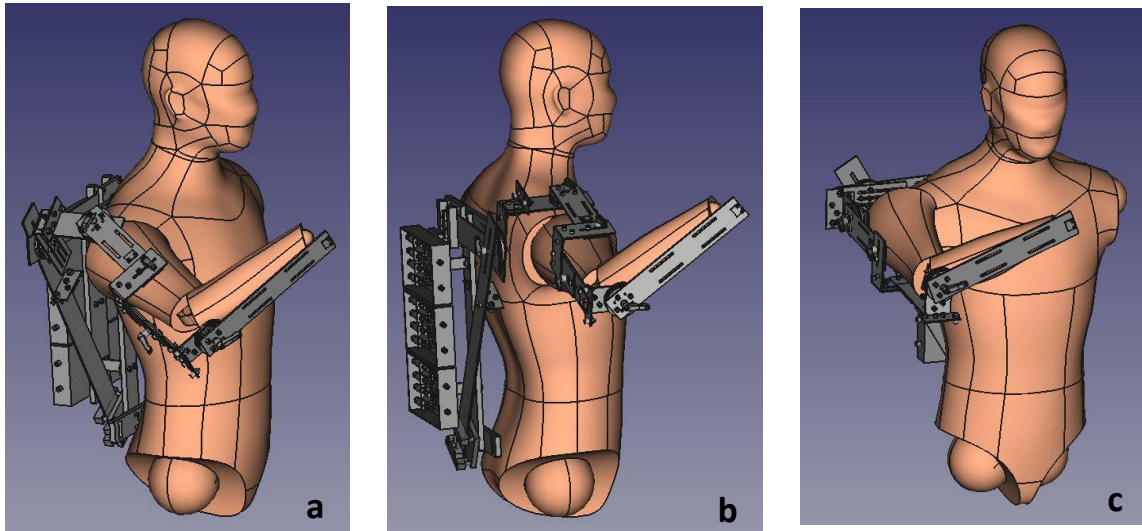


Fig. 6.16. Combinación de movimientos

En las imágenes se pueden ver algunas de las combinaciones de movimientos que puede reproducir el exoesqueleto: Figura 6.16 a. abducción y flexión, Figura 6.16 b. abducción y rotación externa y Figura c. flexión y rotación interna.

7. PRESUPUESTO DE FABRICACIÓN

En la Tabla 7.1 se detalla el presupuesto de las diferentes piezas que forman el exoesqueleto, así como la cantidad de cada una de ellas y el enlace para realizar el pedido. Se omiten en este capítulo componentes como tornillos, tuercas y arandelas.

TABLA 7.1. PRESUPUESTO DE FABRICACIÓN

	Precio unitario (€)	Cantidad	Precio total (€)	Web
Tijera superior	*	1		https://www.clipcarbono.com/
Guía tijera superior	34,59	1	34,59	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home
Tijera inferior	*	1		https://www.clipcarbono.com/
Guía tijera inferior	34,59	1	34,59	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home
Espalda – Piezas 1-4	**	1		http://www.goodfellow.com
Escuadra en H	47,37	3	142,11	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home
Rodamiento 6x13x5	4,965	5	24,83	https://es.rs-online.com/web/p/rodamientos-de-bola/6125824/
Sensor MPU6050	8,19	3	24,57	https://es.rs-online.com/web/p/circuitos-integrados-de-acelerometro/8837948/?searchTerm=MPU6050&relevancy-data=636F3D3226696E3D4931384E4B6E6F776E41734D504E266C753D6573266D6D3D6D61746368616C6C7061727469616C26706D3D5E5B5C707B4C7D5C707B4E647D2D2C2F255C2E5D2B2426706F3D313326736E3D592673743D4B4559574F52445F53494E474C455F414C5048415F4E554D455249432677633D424F5448267573743D4D505536303530267374613D4D50553630353026
Elevación hombro - Base superior	37,94	1	37,94	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home
Elevación hombro - Lateral	38,67	2	77,34	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home
Elevación hombro – Base inferior	37,94	1	37,94	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home
Elevación hombro - Lateral	38,67	2	77,34	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home
Polea	47,48	3	142,44	http://www.r3ald.com/web/r3ald/home

Chapa de aluminio	6,25	1	6,25	http://www.leroymerlin.es/fp/11118541/chapa-de-aluminio-bruto-pulido-fino
	Precio unitario (€)	Cantidad	Precio total (€)	Web
Palanca M5	2,915	5	14,58	https://es.rs-online.com/web/p/palancas/0478232/
Escuadra 1 – Piezas 1 y 2	*	1	0	https://www.clipcarbono.com/
Escuadra 2 - Piezas 1-6	*	1	0	https://www.clipcarbono.com/
Antebrazo - Base	*	1	0	https://www.clipcarbono.com/
Caja 190x110X60	7,56	3	22,68	https://es.rs-online.com/web/p/cajas-de-uso-general/1533202/
Terminal cable	8,89	1	8,89	http://www.leganesbike.es/frenos/224-terminales-cable-cambio-freno-100-unidades-3700086800484.html
Tendón	1	6	6	http://www.leganesbike.es/frenos/520-cable-cambio-galvanizado-shimano-8420011337872.html
Funda tendón (1m)	2	2	4	https://www.mammothbikes.com/es/p/componentes/frenos/repuestos/fundas/shimano-funda-freno-shim-1m-neg/3074
Carril (300mm)	13,93	2	27,86	https://es.rs-online.com/web/p/guias-lineales-railes/4485433/
Mesa deslizante	3,72	6	22,32	https://es.rs-online.com/web/p/guias-lineales-bloques-guia-mesas-deslizantes/4485405/
Terminal reten para cable	9	12	108	https://repuestosfitness.com/cables-poleas-y-accesorios-gimnasio/409-terminal-cable-rosca-12-redondo-cromado.html
Potenciómetro	20,58	6	123,48	https://www.electronicaembajadores.com/es/Productos/Detalle/SSPP500/sensores/potenciometros/sensor-potenciometro-softpot-membrane-500-mm
Cable de SMA		72		

(*) Las piezas señaladas se compran a la empresa ClipCarbono. La empresa cobra una plancha de fibra de carbono y el corte de las piezas. El presupuesto de fabricación de es 368,95 €

(**) Las piezas señaladas se obtienen de una plancha de aluminio con núcleo de nido de abeja. La empresa es Goodfellow, número de referencia AL002655, código de pedido 578-141-84 (Tamaño de 600X600). La empresa suministra la plancha que posteriormente es necesario mecanizar. El coste de la plancha es de 309 €.

El precio total de los elementos que se reflejan en la tabla es de 1702,89 €. A este precio es necesario sumarle el coste de los elementos que no se detallan en la tabla, tornillos, tuercas y arandelas.

8. RELACIÓN DE PESOS

TABLA 8.1. TABLA DE PESOS

	Largo (cm)	Ancho (cm)	Superficie (cm ²)	Ancho (cm)	Volumen (cm ³)	Peso (g)	Número de piezas	Peso total (g)
Nido de abeja (densidad = 0,26 g/cm³)								
Espalda -pieza 1	30,00	4,00	120,00	1,00	120,00	31,68	1,00	31,68
Espalda -pieza 2	18,00	4,00	72,00	1,00	72,00	19,01	1,00	19,01
Espalda -pieza 3	44,00	4,00	176,00	1,00	176,00	46,46	1,00	46,46
Espalda -pieza 4	36,00	6,00	216,00	1,00	216,00	57,02	1,00	57,02
Fibra de carbono (densidad = 1,60 g/cm³)								
Tijera inferior	57,30	5,00	286,50	0,30	85,95	137,52	1,00	137,52
Tijera superior	31,50	5,00	157,50	0,30	47,25	75,60	1,00	75,60
Escuadra 1-pieza1	12,00	5,00	60,00	0,30	18,00	28,80	1,00	28,80
Escuadra 1-pieza2	16,50	5,00	82,50	0,30	24,75	39,60	1,00	39,60
Escuadra 2-pieza 1	17,50	5,00	87,50	0,30	26,25	42,00	1,00	42,00
Escuadra 2-pieza 2	12,00	5,00	60,00	0,30	18,00	28,80	1,00	28,80
Escuadra 2-pieza 3	9,00	5,00	45,00	0,30	13,50	21,60	1,00	21,60
Escuadra 2-pieza 4	15,50	5,00	77,50	0,30	23,25	37,20	1,00	37,20
Escuadra 2-pieza 5	16,50	5,00	82,50	0,30	24,75	39,60	1,00	39,60
Escuadra 2-pieza 6	8,00	5,00	40,00	0,30	12,00	19,20	1,00	19,20
Antebrazo	30,00	5,00	150,00	0,30	45,00	72,00	1,00	72,00
Poliamida cargada con aluminio (densidad = 1,14 g/cm³)								
Elevación hombro- base					47,25	53,87	2,00	107,73
Elevación hombro-lateral					15,75	17,96	4,00	71,82
Polea					41,10	46,85	3,00	140,56
Guía tijeras					9,00	10,26	2,00	20,52
Escuadra en H						20,00	2,00	40,00
Otros componentes								
Caja						350,00	3,00	1050,00
Rodamiento						10,00	5,00	50,00
Conjunto tornillo y tuerca						10,00	150,00	1500,00
Escuadra y pletina						40,00	9,00	360,00
Palanca de apriete						35,00	5,00	175,00
Conjunto carril y mesa deslizante						25,00	6,00	150,00
Varilla						25,00	4,00	100,00
Total								4461,73

Los pesos presentados en la Tabla 8.1 son aproximados, por lo tanto puede situar el peso total de aproximadamente 4,5 Kg.

9. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

9.1. Conclusiones

Al inicio del presente TFG se detallaron los principales objetivos a cumplir. Como se ha reflejado en el capítulo 6. Análisis del dispositivo, la arquitectura del diseño posibilita los movimientos necesarios, asegurando las correspondientes amplitudes que se pueden alcanzar mediante el análisis teórico.

Uno de los principales objetivos era la reducción del peso del conjunto. La propuesta de partida presentaba un peso de entre 3 y 5 Kg dependiendo del material de fabricación. Tal como se detalla en el capítulo 8. Relación de pesos, el diseño presentado suma un peso de 4,5 kg. Es necesario recordar que los pesos que se reflejan en la Tabla 8.1 son pesos aproximados. En términos generales se podría pensar que no se ha mejorado sustancialmente este aspecto, pero hay que tener en cuenta que se ha introducido un nuevo grado de libertad respecto al diseño anterior. Sin embargo, es necesario explorar nuevos materiales y nuevos diseños que permitan reducir el peso del conjunto.

Otro de los objetivos que planteados era reducir el coste de fabricación. El en diseño anterior el coste de material se estimaba en 2098,232 € o en 4183,28 € dependiendo del material empleado. En el diseño propuesto el coste de fabricación se estima en 1702,89 €. Se puede asegurar por tanto que se ha conseguido una reducción del coste de material. Esto se debe en gran parte al empleo de elementos comerciales en aquellas ocasiones en las que era posible y al diseño de piezas simples.

Cabe señalar en este punto el coste asociado al software de diseño. PTC Creo Parametric fue empleado en el proyecto anterior y se cifró su coste en 1000 €. El presente proyecto se ha desarrollado mediante FreeCad, aplicación libre que no ha supuesto un coste añadido para la elaboración del proyecto.

El último de los objetivos principales era incorporar los movimientos de Rotación interna y Rotación externa al exoesqueleto. Tal como se muestra en el capítulo 6. Análisis del dispositivo, estos movimientos y sus amplitudes necesarias quedan cubiertos convenientemente.

Además de los objetivos principales, se han añadido ajustes en distintos puntos del exoesqueleto, haciéndolo adaptable para pacientes con distintas características. De esta manera un mismo dispositivo puede ser empleado en un mayor número de pacientes, eliminando la necesidad de fabricar distintos dispositivos con nuevas características, en cuanto al ajuste de las dimensiones del paciente se refiere. También se elimina la necesidad de que el centro de salud donde se emplearían los exoesqueletos deba contar con numerosos dispositivos.

El exoesqueleto presentado cuenta con mecanismos de adquisición de datos, lo que permitirá monitorizar el progreso de la terapia del paciente y actuar en consecuencia.

9.2. Futuros trabajos

Como se ha señalado anteriormente, las amplitudes de los distintos movimientos se pueden asegurar hasta cierto punto. La interacción del exoesqueleto con el paciente es esencial para poder asegurar el correcto funcionamiento de este.

Actualmente el dispositivo presentado se encuentra en fase de fabricación y montaje. Una vez concluido el montaje de todos los elementos que componen el exoesqueleto, se podrán comprobar aspectos que no han podido observarse teóricamente o comprobar si los diseños y los análisis teóricos son correctos.

Con el prototipo montado se procederá a la incorporación del sistema del control, y el análisis del funcionamiento de los actuadores de SMA y de los sensores.

Por último sería deseable realizar pruebas, tanto en personas con dificultades motoras como en personas sanas. Las distintas pruebas permitirían observar aspectos como la comodidad para los usuarios, la facilidad de uso o la correcta reproducción de los movimientos. Mediante las pruebas en pacientes se podría medir también la efectividad en las terapias de rehabilitación asistidas por este dispositivo en concreto.

Se proponen también proyectos asociados como la implementación de una interfaz de usuario en la que se podría reflejar el comportamiento del exoesqueleto, ofrecer terapias preprogramadas o informes de uso del dispositivo. Otra propuesta es un software de motivación que se combine con el exoesqueleto, de manera que el paciente experimente una experiencia más agradable y entretenida.

10. PRESUPUESTO

Para realizar este proyecto ha sido necesario emplear distintos programas. En la Tabla 10.1, se detallan cada uno de estos programas, así como el su coste asociado. También se detalla en este presupuesto las horas dedicadas, tanto por el alumno como por el tutor.

TABLA 10.1. PRESUPUESTO DE REALIZACIÓN

	Resumen	Precio unitario	Cantidad	Precio total €
Software				
FreeCad	Software libre de diseño.	0	1	0
Matlab	Software de análisis. Licencia de campus	0	1	0
Inkscape	Software libre de edición de imagen	0	1	0
Personal				
Alumnos de Grado en ingeniería electrónica industrial y automática	Número de horas dedicadas a la elaboración del proyecto	6 €/h	300 h	1800
Tutor	Número de horas dedicadas a la revisión y corrección del proyecto.	18 €/h	30 h	540

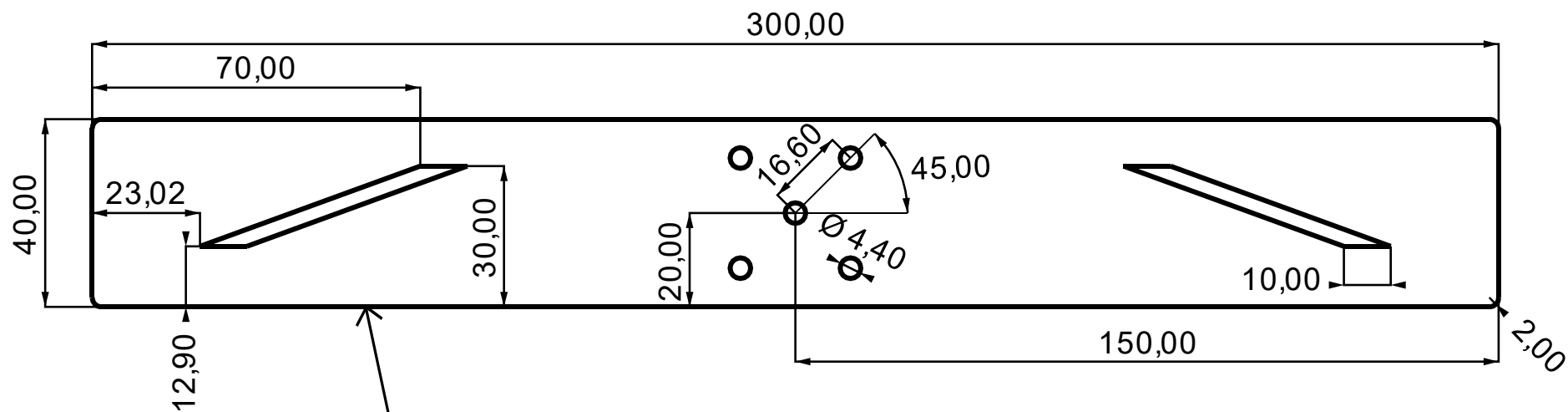
11. BIBLIOGRAFÍA

- [1] N. Choices, 10 06 2018. [En línea]. Available: https://www.nhs.uk/translationspanish/Documents/Stroke_Spanish_FINAL.pdf.
- [2] Salempainandspine, 10 06 2018. [En línea]. Available: http://www.salempainandspine.org/wp-content/uploads/NLM-Spinal-Cord-Injury_espanol.pdf.
- [3] G. Kwakkel, B. J. Kollen y H. I. Krebs, «Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: a systematic review,» *The American Society of Neurorehabilitation*, vol. 22(2), pp. 111-121.
- [4] J. D. Barcala, *Optimización y análisis del diseño mecánico de un exoesqueleto para hombro, actuado con SMA*, 2016.
- [5] D. Copaci, A. Flores, F. Rueda, I. Alguacil, D. Blanco y L. Moreno, «Wearable elbow exoskeleton actuated with Shape Memory Alloy in,» de *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II. Biosystems & Biorobotics*, 2017.
- [6] A. Villoslada, A. Flores-Caballero, D. Copaci, D. Blanco y L. Moreno, «High-displacement fast-cooling flexible Shape Memory Alloy actuator: application to an anthropomorphic robotic hand,» de *14th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, Madrid (Spain), 2014.
- [7] Hocoma, «Ficha técnica del Armeo Power. Versión 1.2».
- [8] B. K. a. A. D. Deshpande, «An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism: desing, modeling, control, and performance evaluation,» *The International Journal of Robotics Research*, vol. 36(4), p. 414–435, 2017.
- [9] J. He, E. Koenenman, R. S. Schultz, D. E. Herring, J. Wanberg, H. Huang y T. Sugar, «RUPERT: a device for robotic upper extremity repetitive therapy. in Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference,» de *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, 2005.
- [10] H. A. d. L. Briceño, *Análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior. Universidad Politécnica de Madrid.*, 2016.
- [11] D. C. A. M. C. D. B. R. L. M. L. Antonio Flores Caballero, «Smooth and accurate control of multiple shape memory alloys based actuators via low cost embedded hardware».
- [12] Dynalloy, 13 06 2018. [En línea]. Available: http://www.dynalloy.com/tech_sheets.php.
- [13] T. InvenSense, 09 06 2018. [En línea]. Available: <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/>.
- [14] SpectraSymbol, 05 06 2018. [En línea]. Available: <http://www.spectrasymbol.com/product/thinpot/>.

- [15] D. Magermans, E. Chadwick, H. Veeger y F. v. d. Helm, «Requirements for upper extremity motions during activities of daily living,» *Clinical Biomechanics*, vol. 20, p. 591–599, 2005.
- [16] C. Y. Y. Z. Y. W. Hua Yan, «Design and validation of a compatible 3-Degrees of freedom shoulder exoskeleton with an adaptive center of rotation,» *Journal of Mechanical Design*, vol. 136(7), 2014.
- [17] R. Contini, «Body Segment Parameters, Part I I,» *Artificial Limbs*, vol. 16(1), pp. 1-19, 1972.
- [18] A. D. L. D. Copaci, «Shoulder exoskeleton for rehabilitation actuated with Shape Memory Alloy,» de *Robo City 16 Robots for citizens. Open Conference on Future Trends in Robotics*, 2006.
- [19] M. G. a. R. R. Tobias Nef, «ARMin III – arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation,» *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6 (2), p. 127–142, June 2009.
- [20] A. Meicina. [En línea]. Available: https://www.google.es/search?client=firefox-b-ab&dcr=0&tbn=isch&sa=1&ei=GxbWWo64JNG0gAbw97uYDw&q=rotaci%C3%B3n+intern+de+hombro&oq=rotaci%C3%B3n+interna+&gs_l=psy-ab.3.0.0l10.1954440.1957310.0.1958960.17.10.0.7.7.0.118.1050.2j8.10.0%E2%80%A60...1c.1.64.p. [Último acceso: 07 06 2018].
- [21] Hocoma, 11 06 2018. [En línea]. Available: <https://www.hocoma.com/solutions/arm-hand/>.
- [22] Bikespain, 11 06 2018. [En línea]. Available: http://bikespain.es/recambios/index.php?main_page=product_info&products_id=760 (Web).
- [23] SKF, 12 06 2018. [En línea]. Available: <http://www.skf.com/co/products/bearings-units-housings/bearing-accessories/lock-nuts/requiring-keyway/installation-removal/index.html>.
- [24] RS, 12 06 2018. [En línea]. Available: <https://es.rs-online.com/web/p/cajas-de-uso-general/1533202/>.
- [25] S.I.P., 12 06 2018. [En línea]. Available: https://www.sip-scootershop.com/en/products/adjusting+screw+m5+mm+af+8mm+_51415250.
- [26] BikeSpain, 12 06 2018. [En línea]. Available: http://bikespain.es/recambios/index.php?main_page=product_info&cPath=110&products_id=764&zenid=8q2lrg18sjctf7m434vpgoa4r7.
- [27] RepuestosFitness, 12 06 2018. [En línea]. Available: <https://repuestosfitness.com/cables-poleas-y-accesorios-gimnasio/409-terminal-cable-rosca-12-redondo-cromado.html>.
- [28] LeganésBike, 12 06 2018. [En línea]. Available: <http://www.leganesbike.es/frenos/224-terminales-cable-cambio-freno-100-unidades-3700086800484.html>.

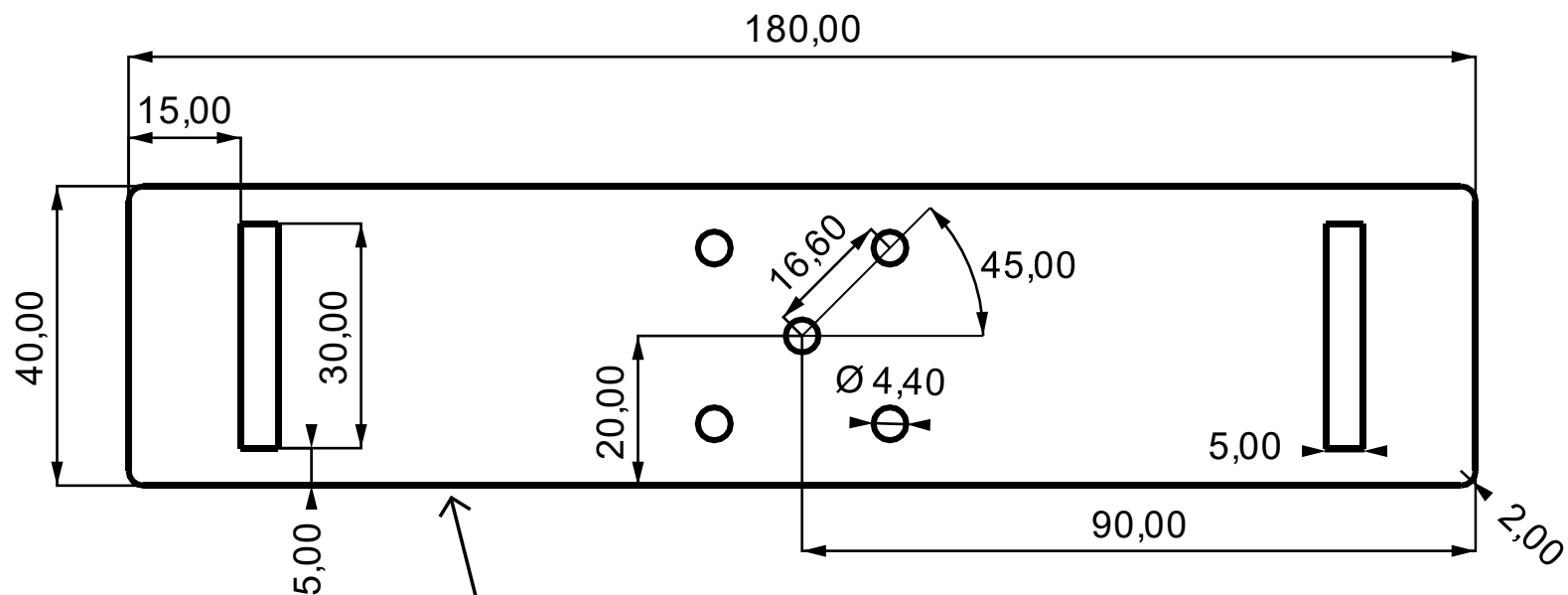
- [29] HepcoMotion, 12 06 2018. [En línea]. Available: <https://www.hepcomotion.com/es/producto/componentes-de-movimiento-lineal/mini-rail-guias-miniatura/>.
- [30] E. Embajadores, 12 06 2018. [En línea]. Available: <https://www.electronicaembajadores.com/es/Productos/Detalle/SSPP500/sensores/potenciometros/sensor-potenciometro-softpot-membrane-500-mm>.

ANEXOS



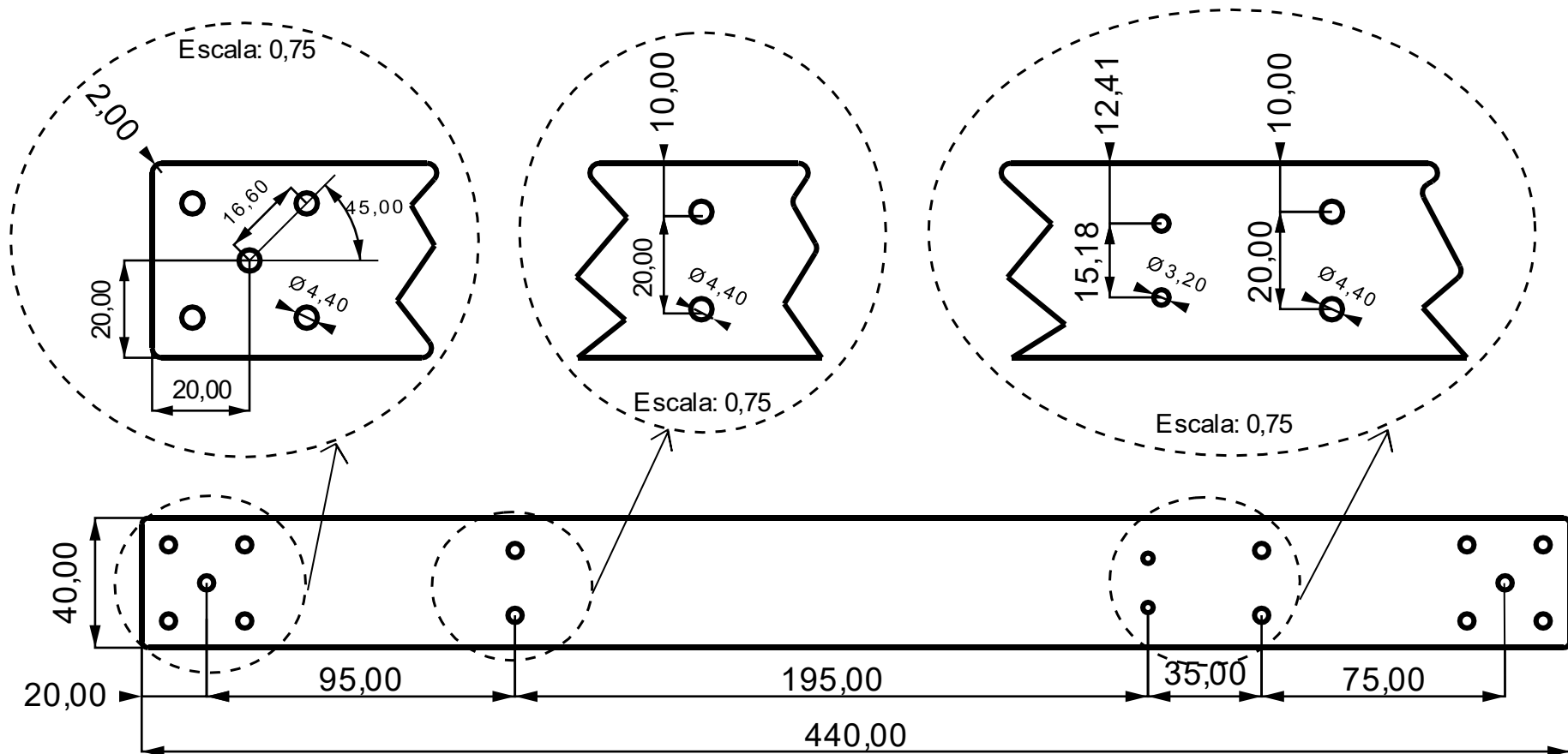
Espesor/ grosor de la pieza : 10,00 mm

Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Espalda- Pieza 1	Tamaño: A4	Escala: 0,75
Información suplementaria : Material de fabricación: Panel compuesto con núcleo de nido de abeja Tolerancia \pm),2		Unidades: mm	
		Fecha: 22/04/2018	

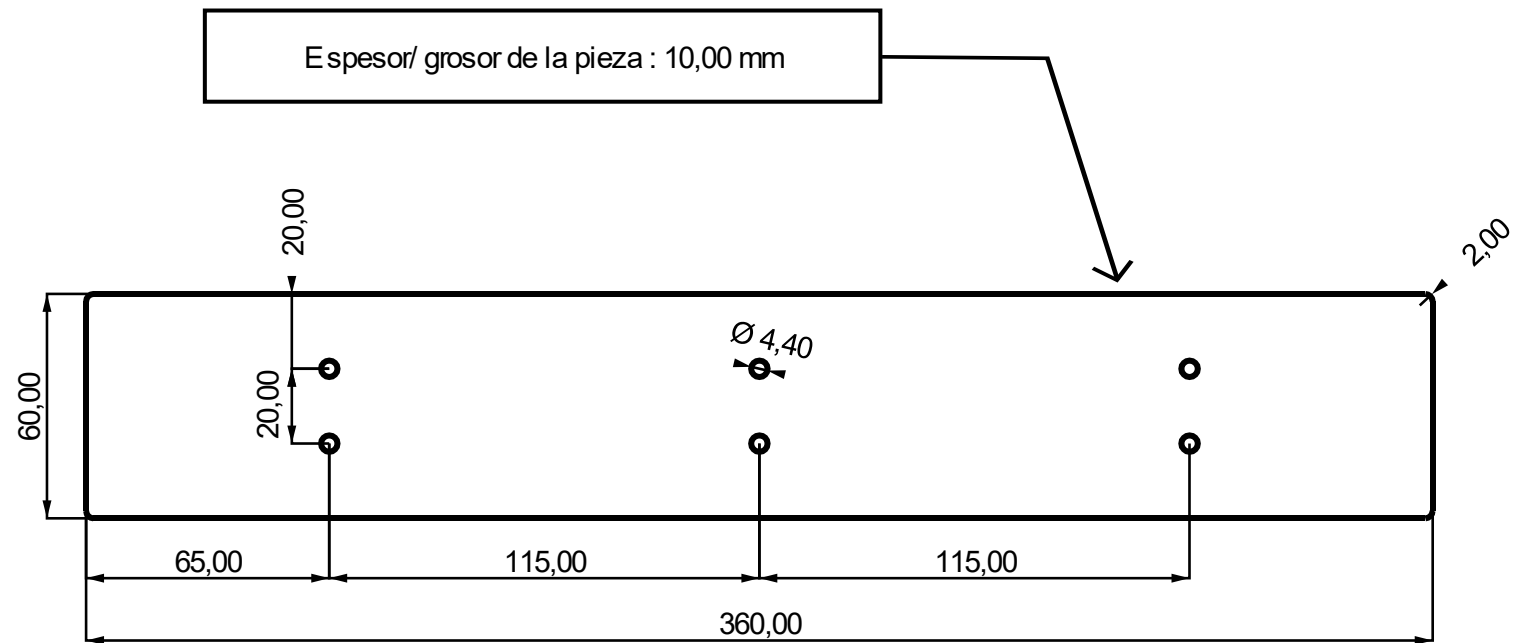


Espesor/ grosor de la pieza : 10,00 mm

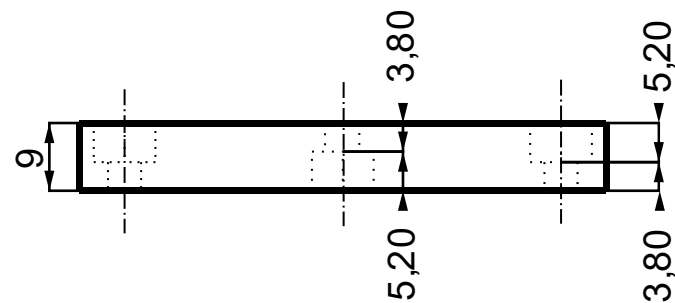
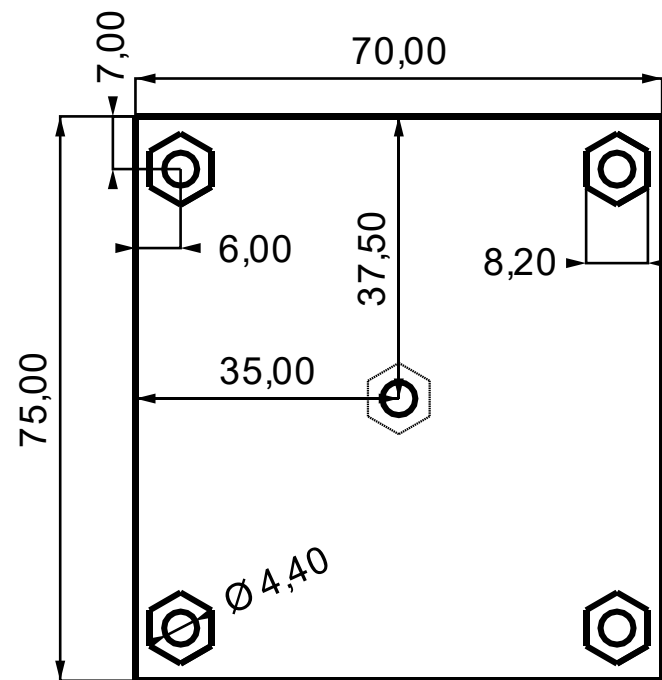
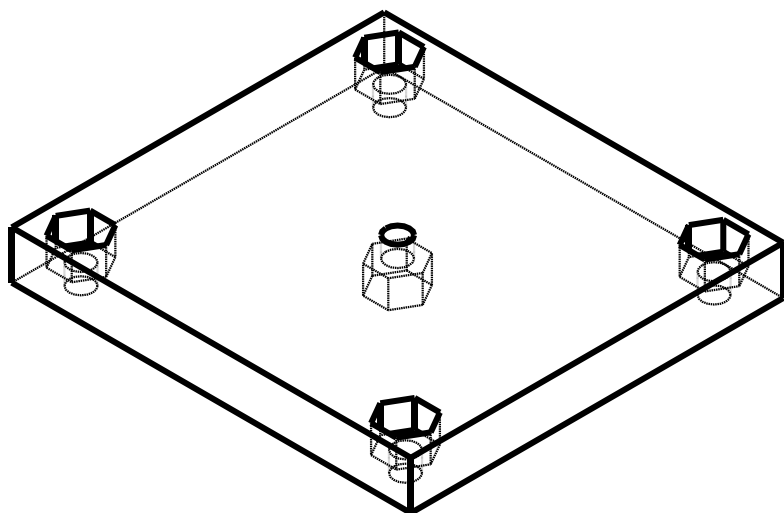
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Espalada- Pieza 2	Tamaño: A4	Escala: 1
Información suplementaria : Material de fabricación: Panel compuesto de aluminio con núcleo de nido de abeja Tolerancia $\pm 0,2$		Unidades: mm	
		Fecha: 23/04/2018	



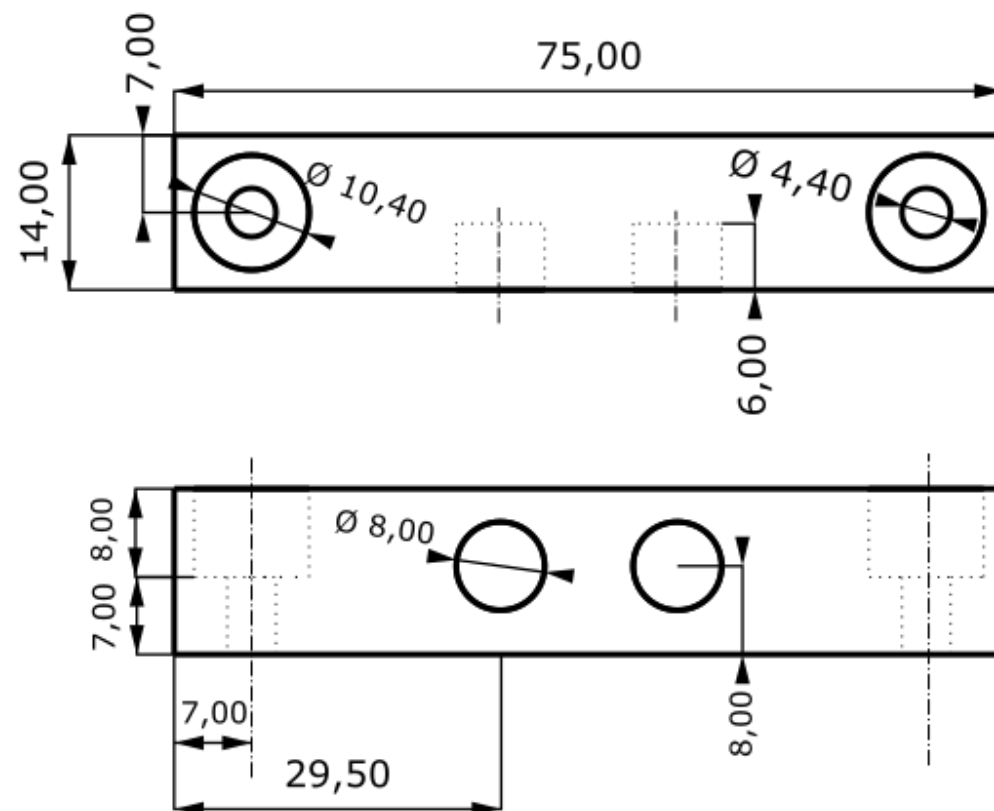
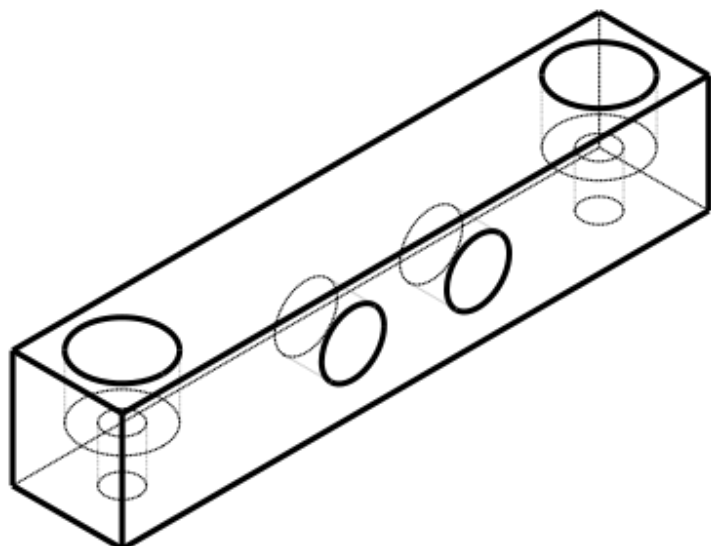
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Espalda- Pieza 3	Tamaño: A4	Escala: 0,50
Información suplementaria : Material de fabricación: Panel compuesto de aluminio con nucle de nide de abeja Tolerancia ±),2		Unidades: mm	
		Fecha: 23/04/2018	



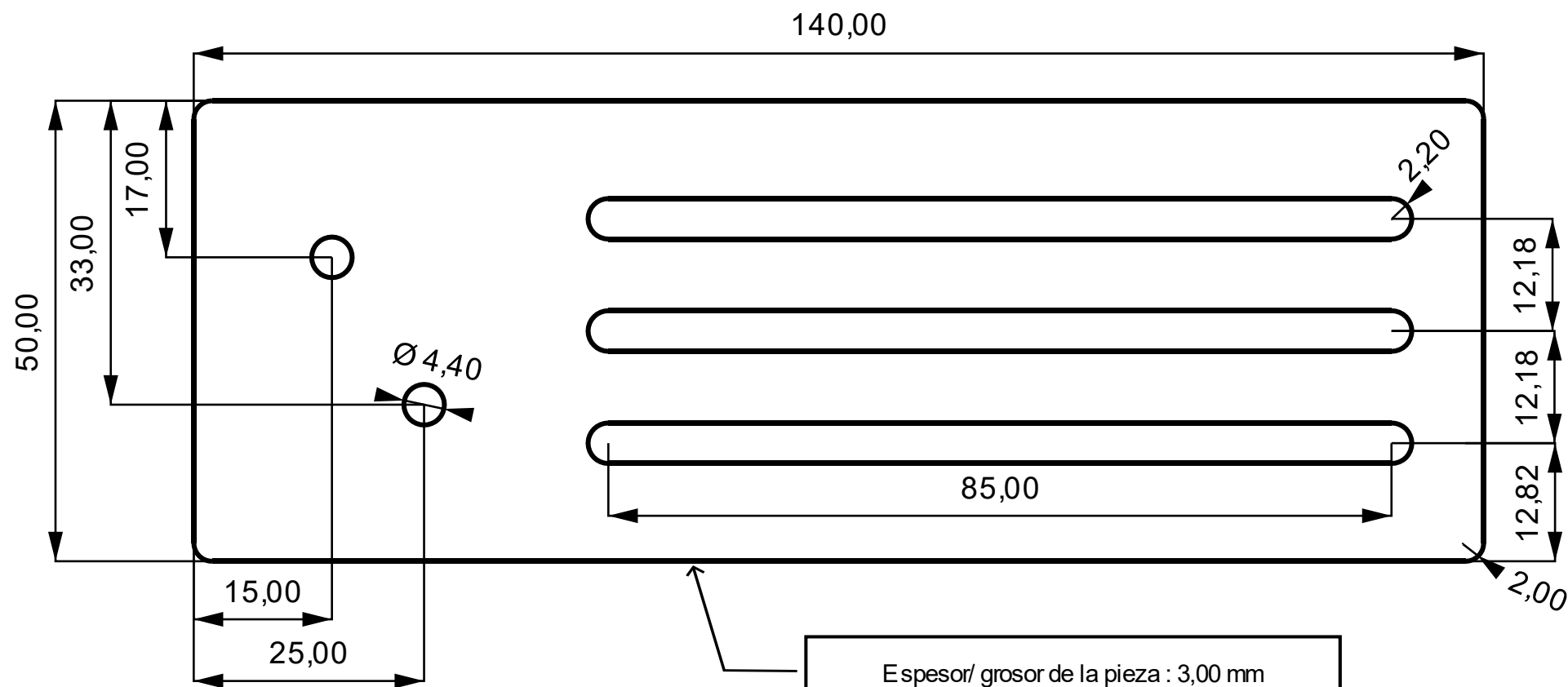
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Espalda - Pieza 4	Tamaño: A4	Escala: 0,50
Información suplementaria : Material de fabricación: Panel compuesto de aluminio con núcleo de nido de abeja Tolerancia \pm),2		Unidades: mm	
		Fecha: 23/04/2018	



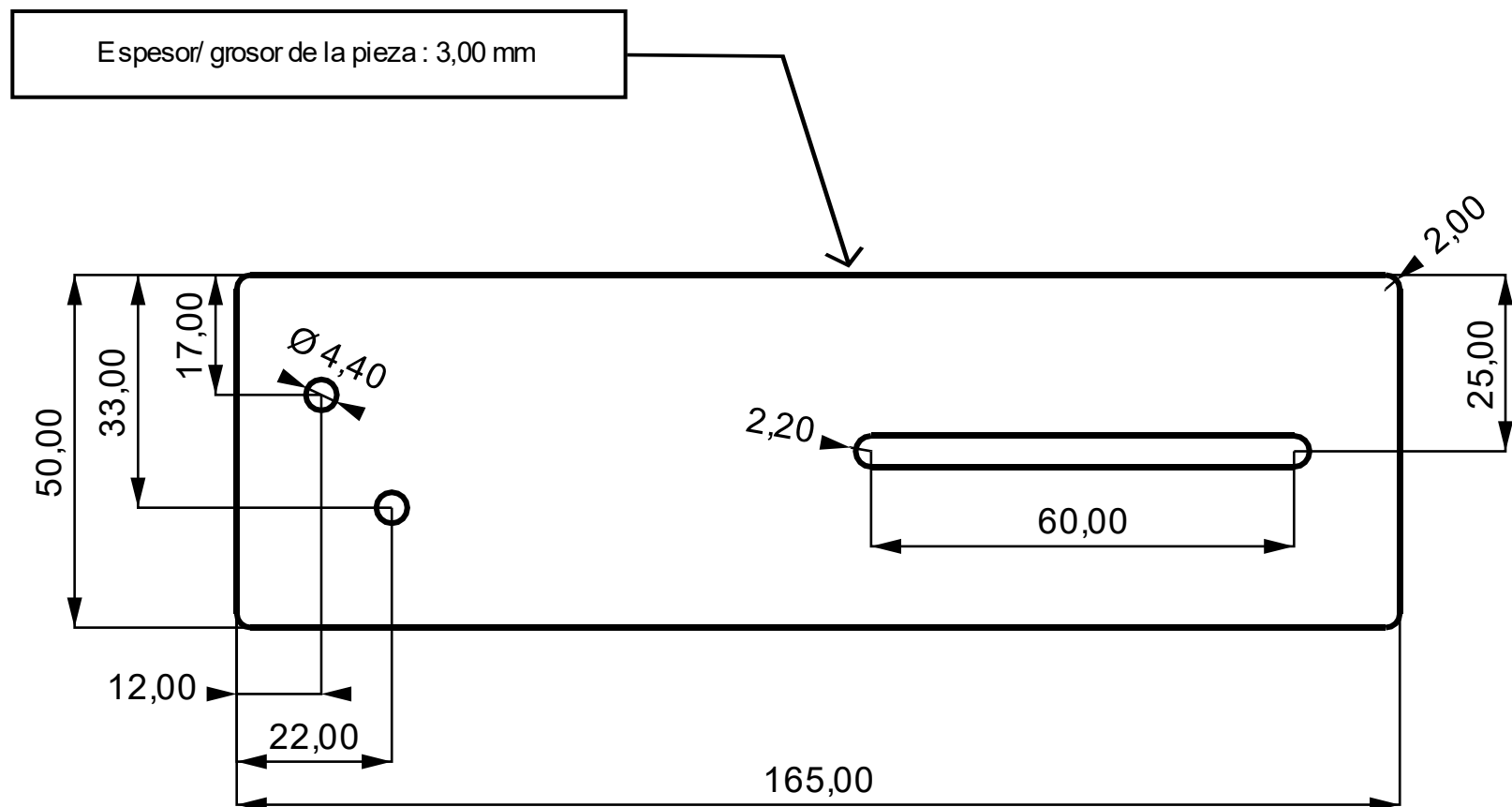
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Elevación hombro- Base	Tamaño: A4	Escala: 1
Información suplementaria : Material de fabricación: Poliamida con aluminio Proceso de fabricación: Impresión 3D Tolerancia $\pm 0,2$		Unidades: mm	
		Fecha: 21/04/2018	



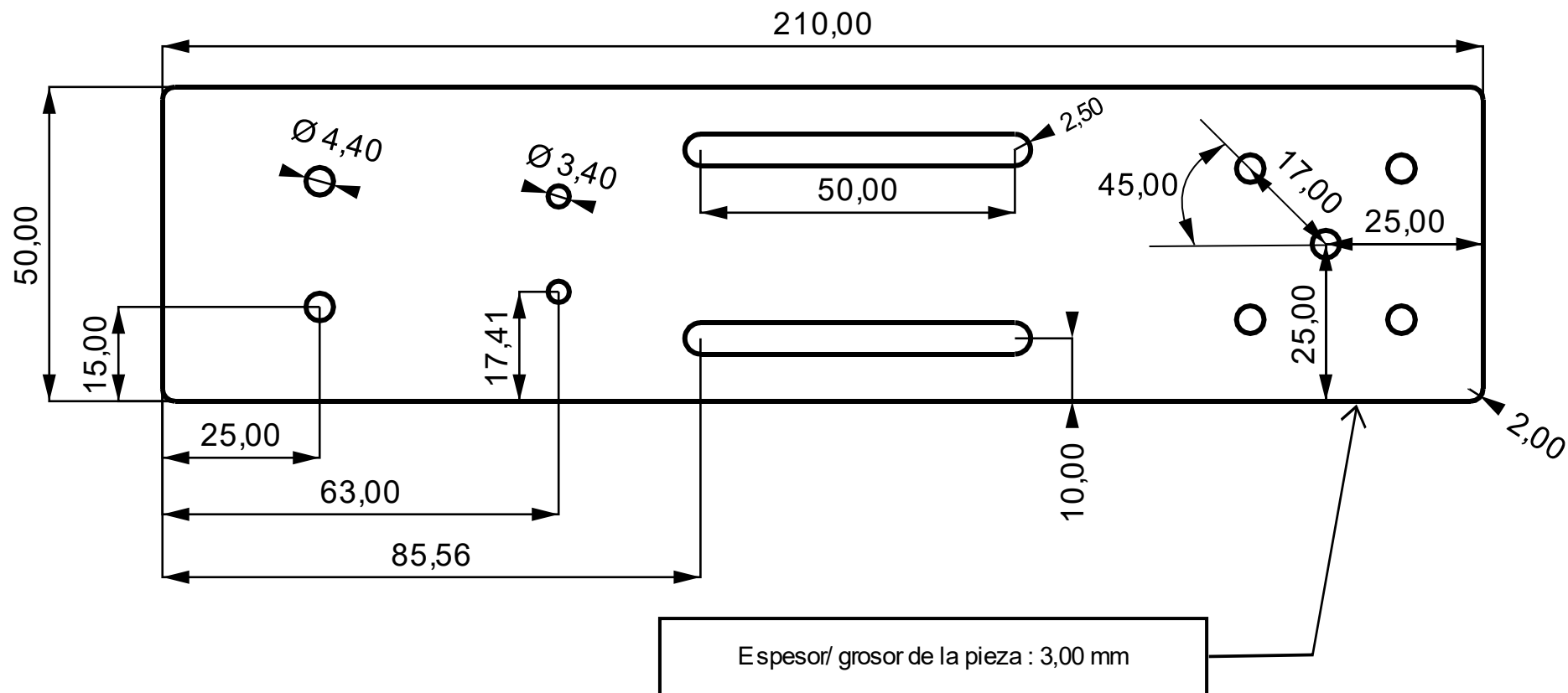
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Elevación hombro- Lateral	Tamaño: A4	Escala: 1,50
Información suplementaria: Material de fabricación: Poliamida con aluminio Proceso de fabricación: Impresión 3D Tolerancia: ± 2		Unidades: mm	
		Fecha: 22/04/2018	



Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 1-Pieza 1	Tamaño: A4	Escala: 1,50
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia \pm),2		Unidades: mm	
		Fecha: 27/04/2018	

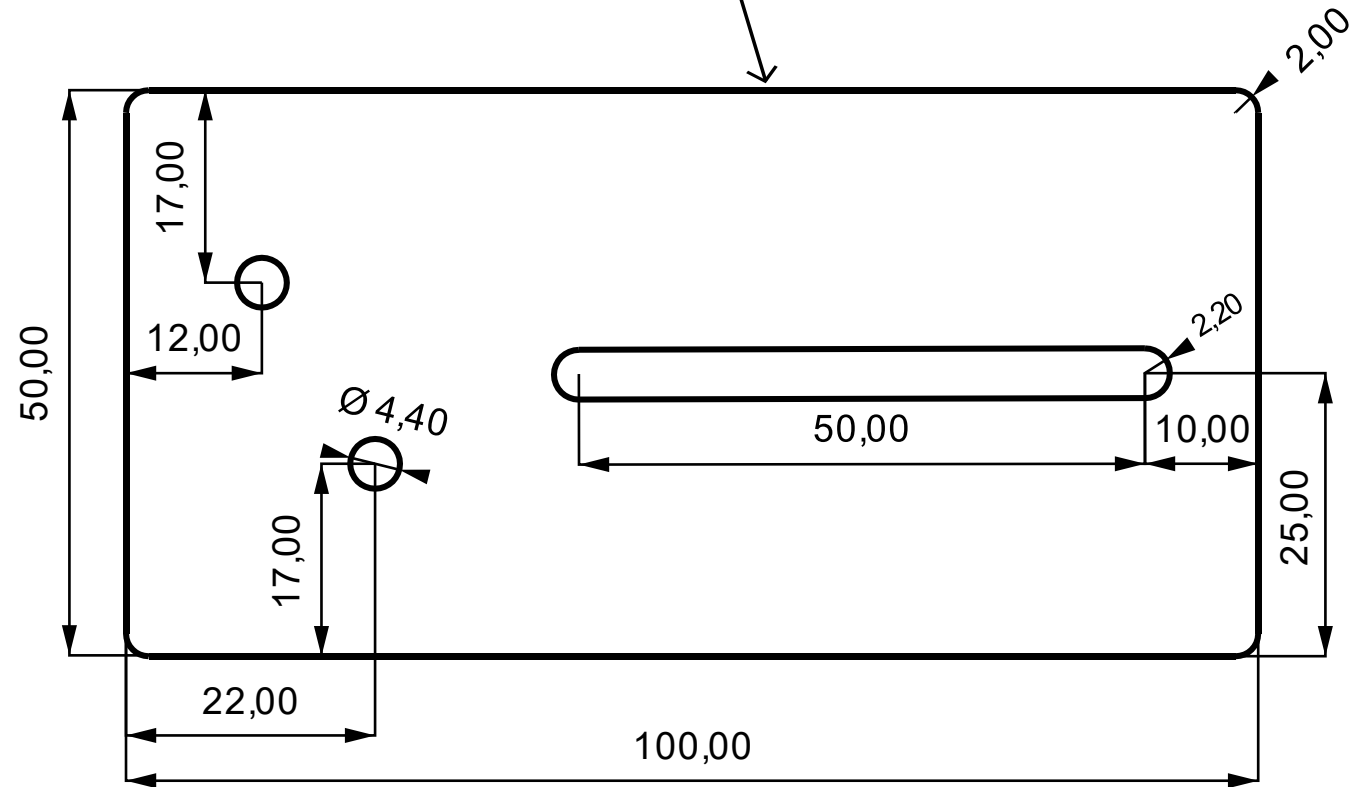


Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 1-Pieza2	Tamaño: A4	Escala: 1
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia \pm ,2		Unidades: mm	
		Fecha: 21/04/2018	



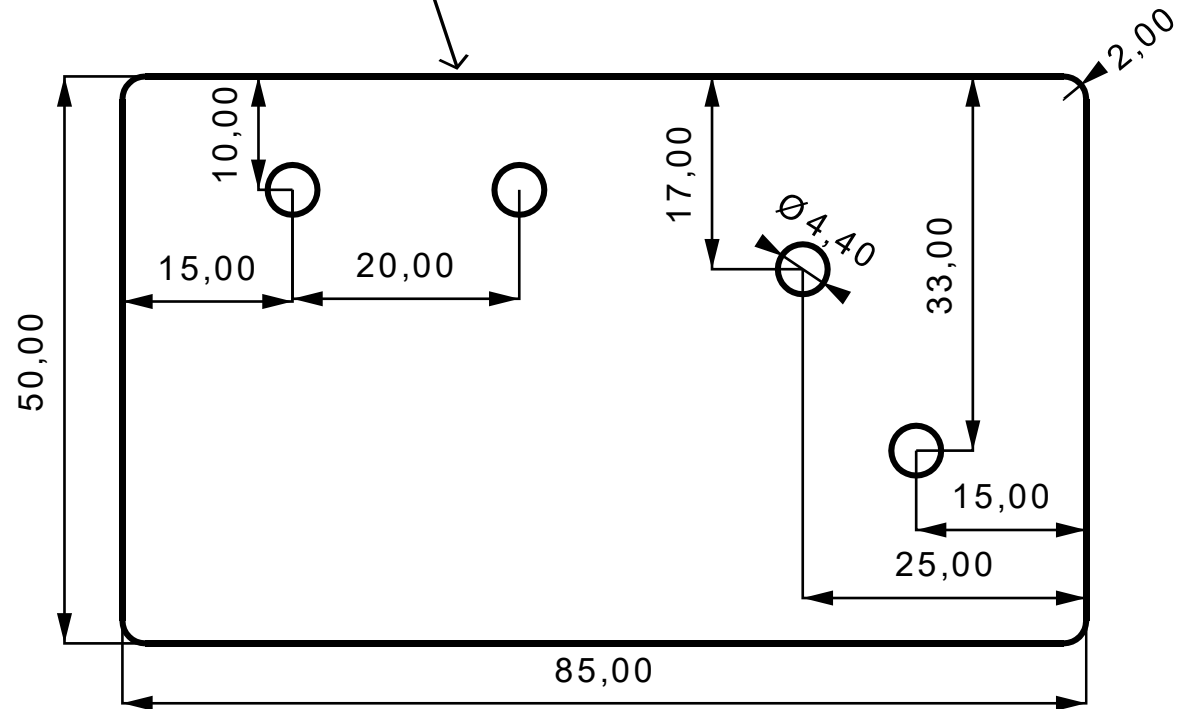
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 2-Pieza1	Tamaño: A4	Escala: 1,00
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia $\pm 0,2$		Unidades: mm	
		Fecha: 27/04/2018	

Espesor/ grosor de la pieza : 3,00 mm

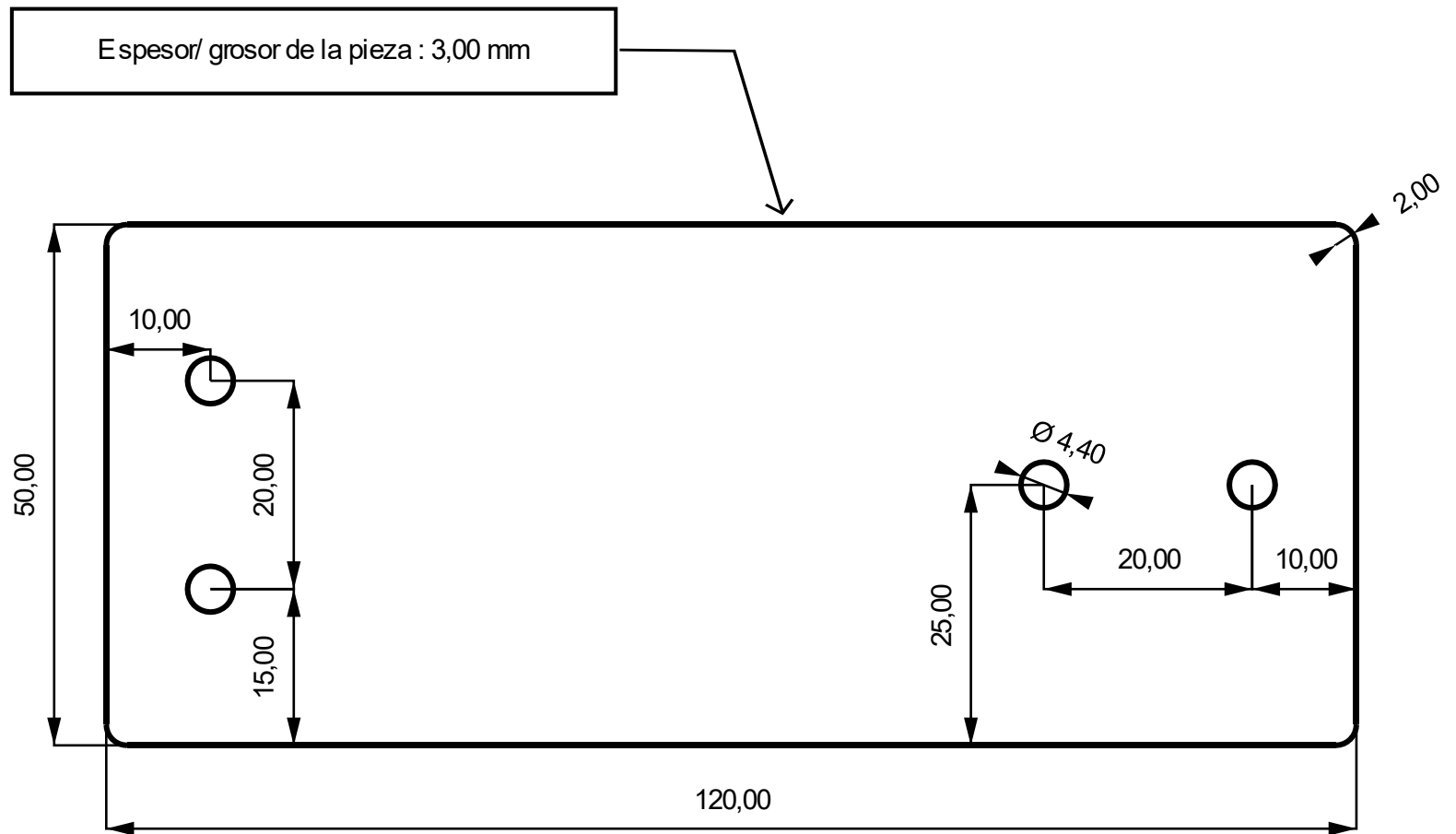


Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 2 - Pieza 2	Tamaño: A4	Escala: 1,50
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia \pm),2		Unidades: mm	
		Fecha: 27/04/2018	

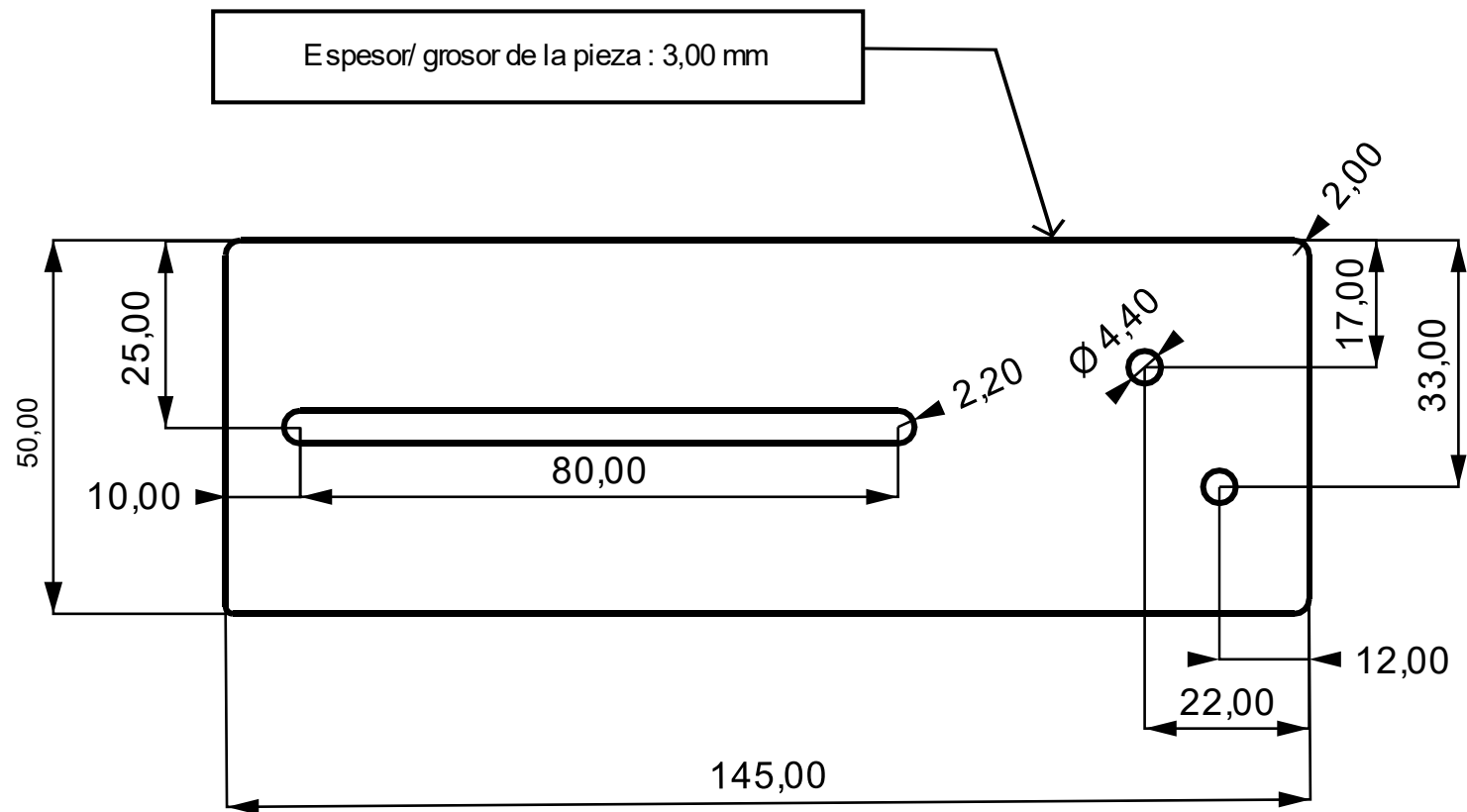
Espesor/ grosor de la pieza : 3,00 mm



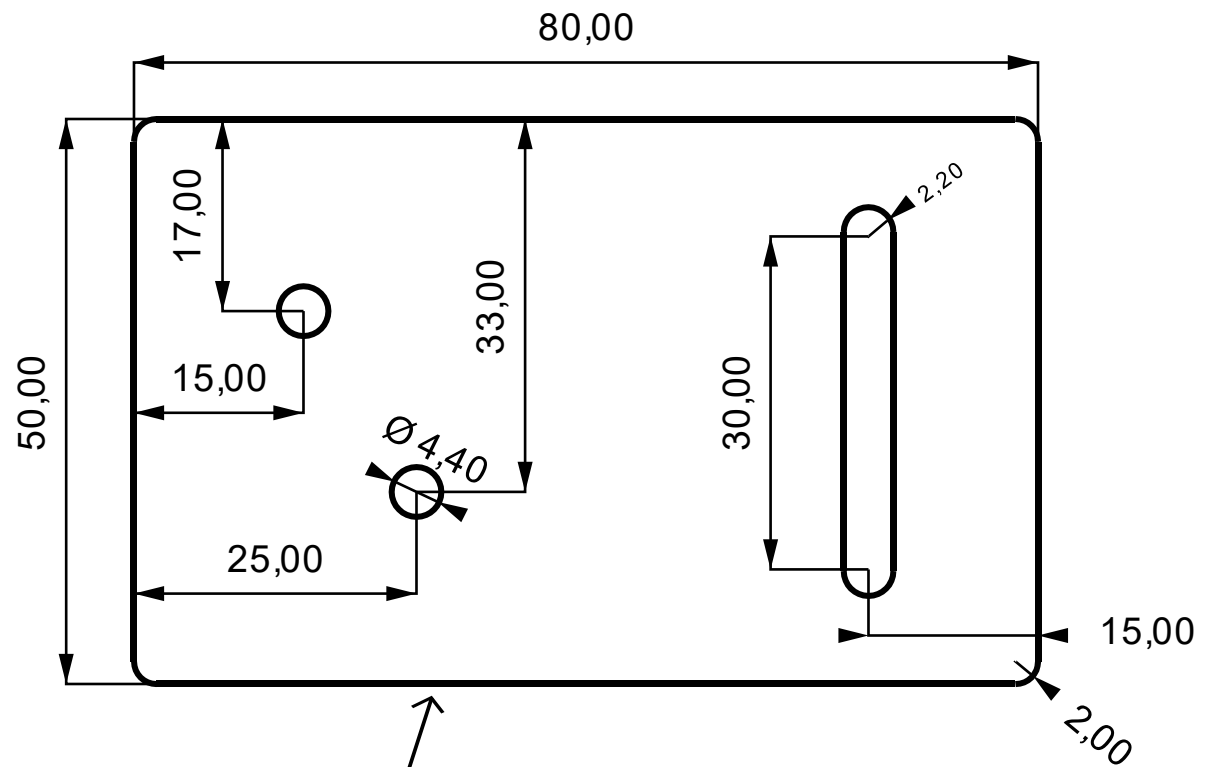
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 2-Pieza3	Tamaño: A4	Escala: 1,50
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia ±),2		Unidades: mm	
		Fecha: 21/04/2018	



Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 2 - Pieza4	Tamaño: A4	Escala: 1,50
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia \pm),2		Unidades: mm	
		Fecha: 28/04/2018	

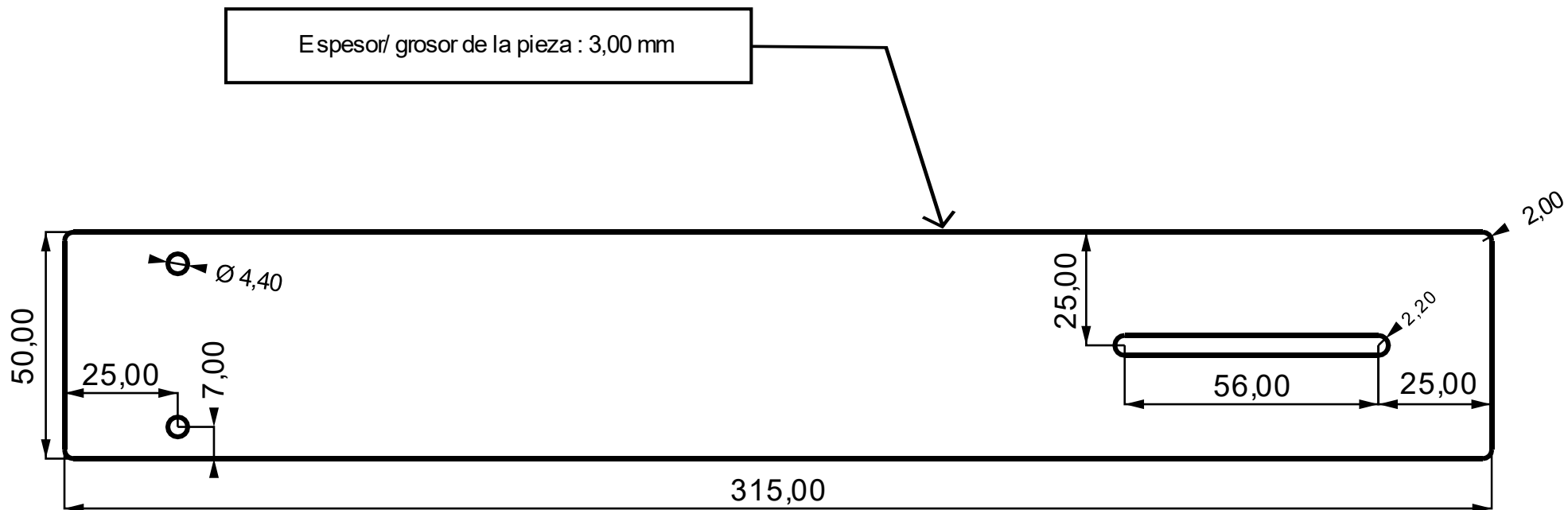


Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 2-Pieza 5	Tamaño: A4	Escala: 1
Información suplementaria :		Unidades: mm	
Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia ±),2		Fecha: 03/05/2018	

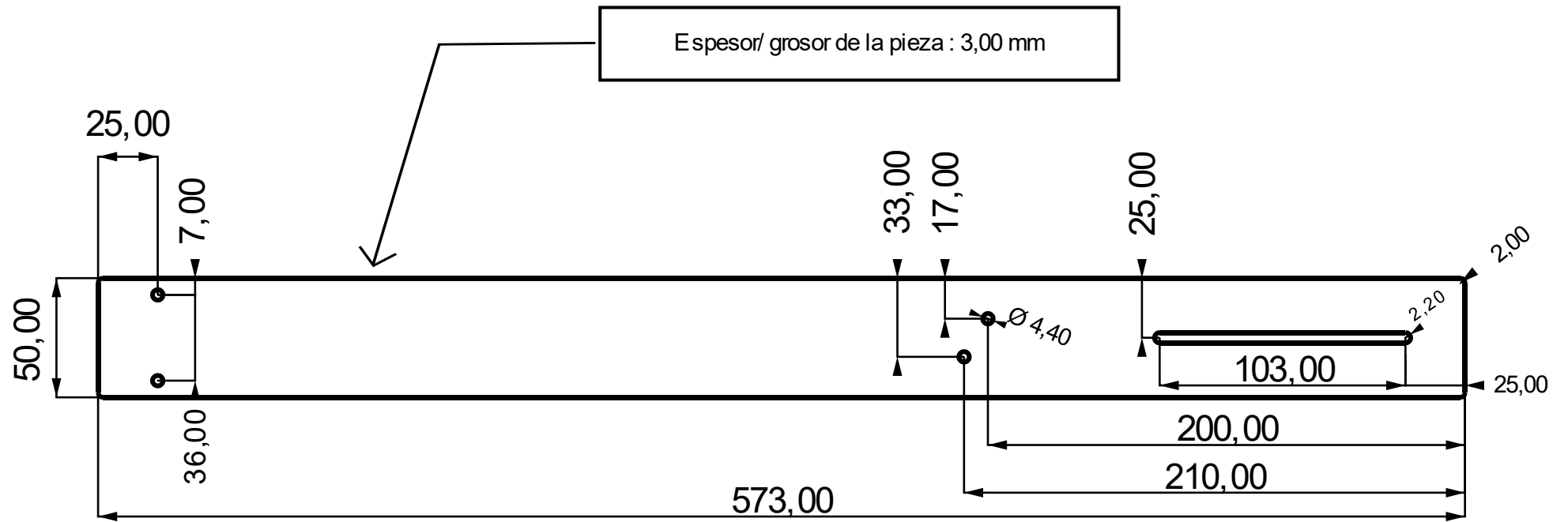


Espesor/ grosor de la pieza : 3,00 mm

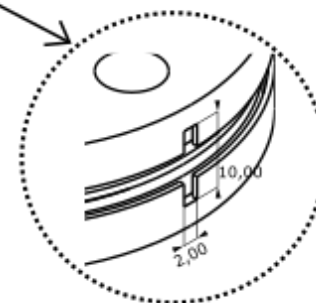
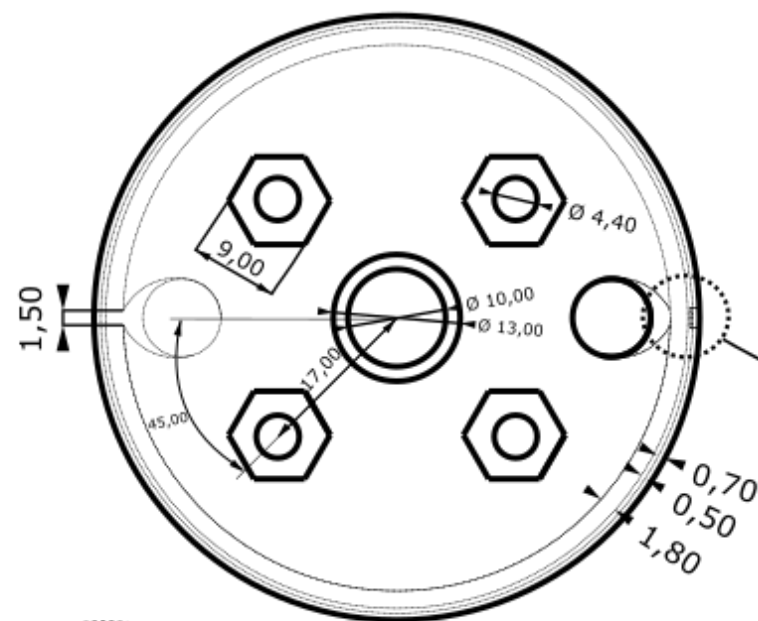
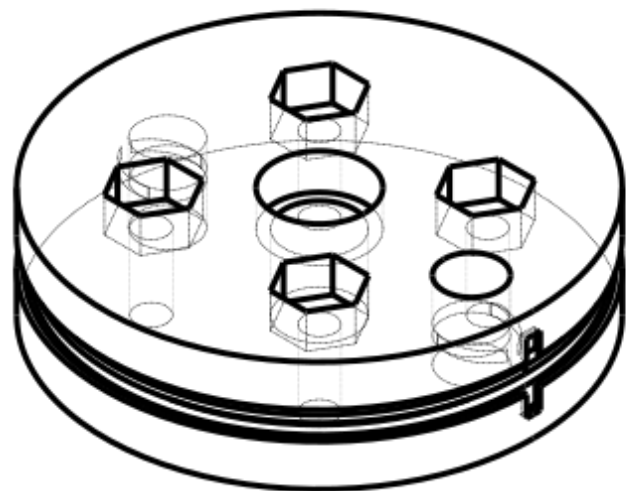
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Escuadra 2-Pieza 6	Tamaño: A4	Escala: 1,50
Información suplementaria :		Unidades: mm	
Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia \pm ,2		Fecha: 03/05/2018	



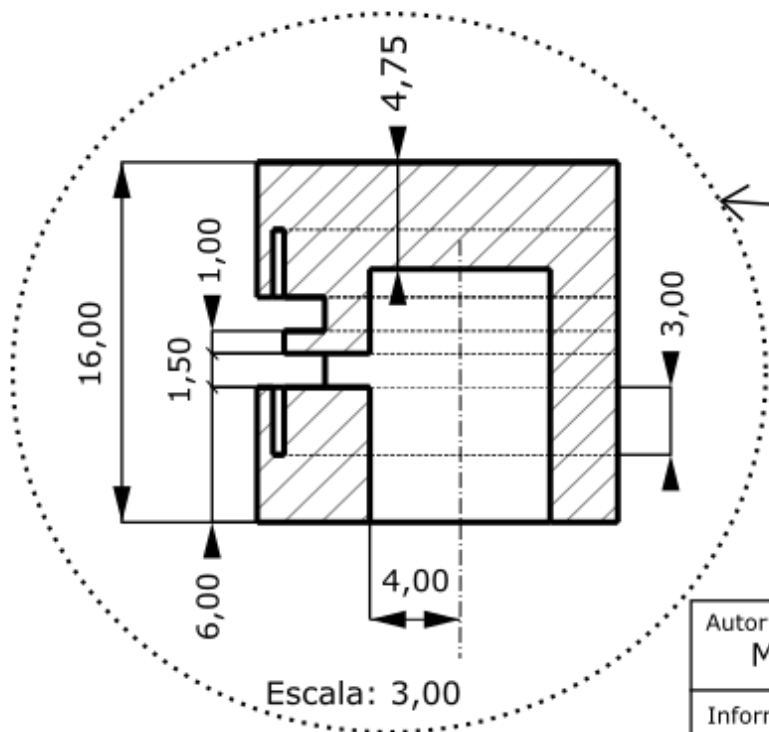
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Tijera superior	Tamaño: A4	Escala: 0,75
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia \pm ,2		Unidades: mm	
		Fecha: 30/04/2018	



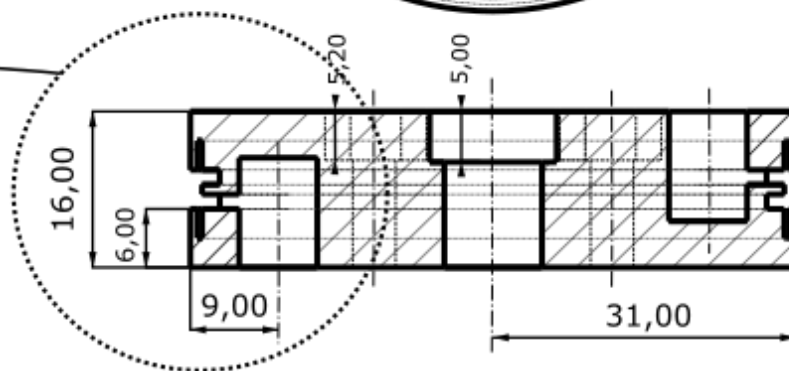
Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Juego tijera inferior	Tamaño: A4	Escala: 0,4
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia \pm ,2		Unidades: mm	
		Fecha: 29/04/2018	



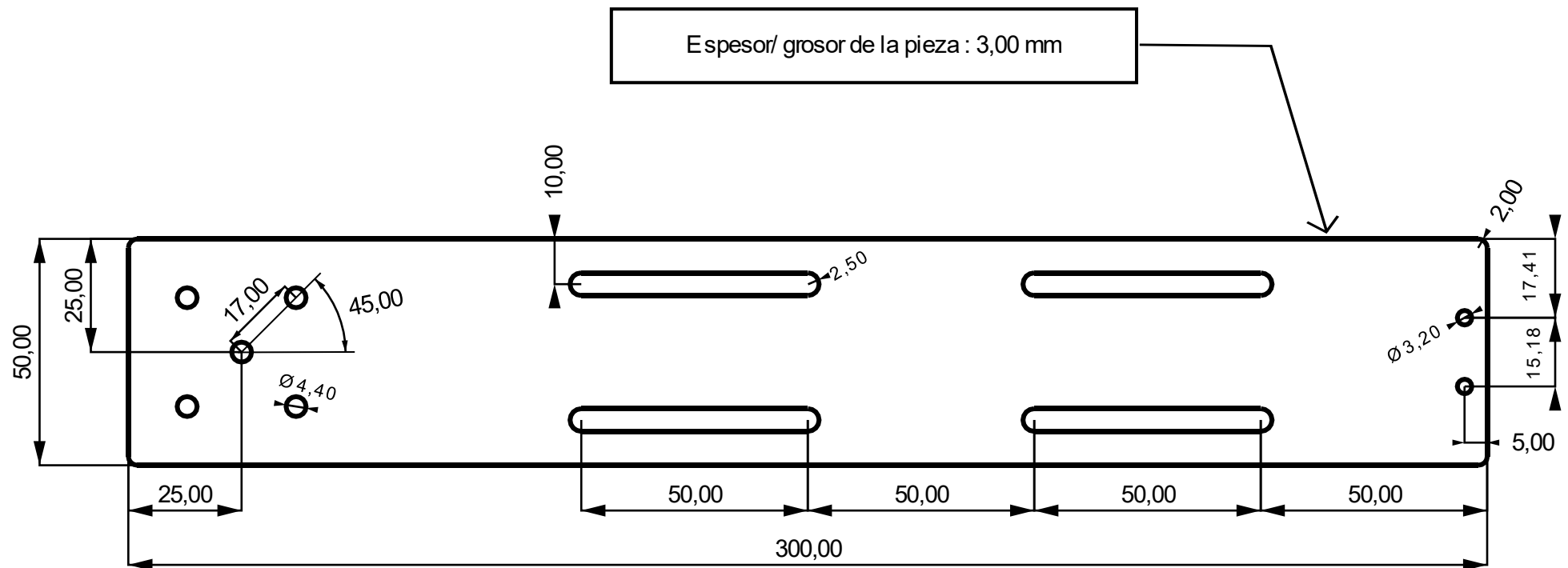
La polea tiene una ranura en su parte exterior, por la que se inserta la placa que recorre todo su perímetro por el carril correspondiente



Escala: 3,00



Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Polea	Tamaño: A4	Escala: 1,30
Información suplementaria: Material de fabricación: Poliamida cargada con aluminio Proceso de fabricación: Impresión 3D Tolerancia: $\pm 0,2$		Unidades: mm	
		Fecha: 27/04/2018	



Autor: Miguel Guzmán Merino	Título: Antebrazo	Tamaño: A4	Escala: 0,75
Información suplementaria : Material de fabricación: Fibra de carbono Tolerancia ±),2		Unidades: mm	
		Fecha: 28/04/2018	

Aluminio

Al



Nido de Abeja

AL002520

Espesor..... 10 mm
Pared de la celda 0,025 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 3,2 mm
Densidad del núcleo 0 g.cm⁻³

Tamaño

Código Web
700-102-228
512-780-707
046-147-244

Tamaño	Cantidad		
	1 Pza	2 Pzas	5 Pzas
150 x 150 mm	€ 124,00	€ 149,00	€ 214,00
300 x 300 mm	€ 150,00	€ 186,00	
600 x 600 mm	€ 202,00	€ 281,00	

AL002720

Espesor..... 10 mm
Pared de la celda 0,064 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 6,3 mm
Densidad del núcleo 0,083 g.cm⁻³

Tamaño

Código Web
319-875-251
984-400-273

Tamaño	Cantidad	
	1 Pza	2 Pzas
300 x 300 mm	€ 146,00	€ 181,00
600 x 600 mm	€ 195,00	

AL002655

Espesor..... 13,8 mm
Pared de la celda 0,064 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 6,3 mm
Densidad del núcleo 0,083 g.cm⁻³
Piel Fibra de Vidrio de 0,5 mm

Tamaño

Código Web
686-417-572
532-625-116
578-141-842

Tamaño	Cantidad		
	1 Pza	2 Pzas	3 Pzas
150 x 150 mm	€ 152,00	€ 183,00	€ 210,00
300 x 300 mm	€ 198,00	€ 239,00	
600 x 600 mm	€ 309,00		

Paneles del panel planos y montados en 'sandwich'. Núcleo en Aluminio y revestimiento exterior reforzado en polímero cargado en fibra de vidrio - Aerolam F-board[®] o equivalente. Solicite una hoja de datos para las propiedades de este material.

AL002656

Espesor..... 13,9 mm
Pared de la celda 0,064 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 6,3 mm
Densidad del núcleo 0,083 g.cm⁻³
Piel Aluminio de 0,55 mm

Tamaño

Código Web
267-732-301
466-543-757

Tamaño	Cantidad		
	1 Pza	2 Pzas	3 Pzas
300 x 300 mm	€ 198,00	€ 250,00	€ 309,00
600 x 600 mm	€ 324,00	€ 551,00	

Paneles del panel planos y montados en 'sandwich'. Núcleo en Aluminio y Revestimiento externo en Aerolam M-board[®] o equivalente. Solicite una hoja de datos para las propiedades de este material.

AL002540

Espesor..... 20 mm
Pared de la celda 0,025 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 3,2 mm
Densidad del núcleo 0,072 g.cm⁻³

Tamaño

Código Web
198-819-289
852-406-946

Tamaño	Cantidad		
	1 Pza	2 Pzas	3 Pzas
300 x 300 mm	€ 195,00	€ 245,00	€ 288,00
600 x 600 mm	€ 272,00	€ 440,00	

AL002640

Espesor..... 20 mm
Pared de la celda 0,038 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 4,8 mm
Densidad del núcleo 0,070 g.cm⁻³

Tamaño

Código Web
879-970-004
996-261-035

Tamaño	Cantidad		
	1 Pza	2 Pzas	5 Pzas
300 x 300 mm	€ 188,00	€ 234,00	€ 358,00
600 x 600 mm	€ 249,00	€ 382,00	

AL002940

Espesor..... 20 mm
Pared de la celda 0,1 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 13 mm
Densidad del núcleo 0,062 g.cm⁻³

Tamaño

Código Web
055-287-184

Tamaño	Cantidad	
	1 Pza	2 Pzas
300 x 300 mm	€ 217,00	€ 276,00

AL002675

Espesor..... 26,5 mm
Pared de la celda 0,064 mm
Adhesivo (Resina)..... Fenólico

Tamaño de las celdas.... 6,3 mm
Densidad del núcleo 0,083 g.cm⁻³
Piel Fibra de Vidrio de 0,5 mm

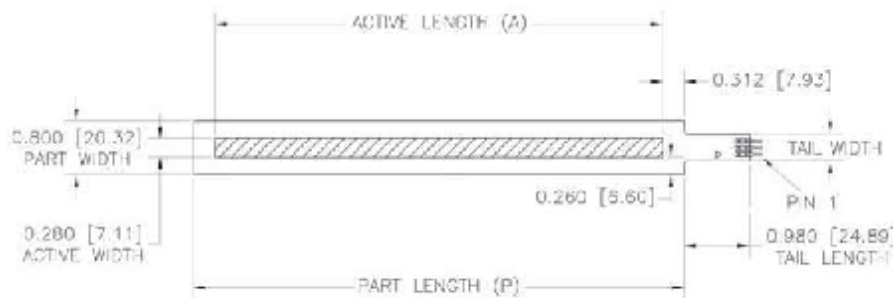
Tamaño

Código Web
317-967-258
745-907-243

Tamaño	Cantidad		
	1 Pza	2 Pzas	3 Pzas
300 x 300 mm	€ 215,00	€ 273,00	€ 352,00
600 x 600 mm	€ 370,00	€ 636,00	

Paneles del panel planos y montados en 'sandwich'. Núcleo en Aluminio y revestimiento exterior reforzado en polímero cargado en fibra de vidrio - Aerolam F-board[®] o equivalente. Solicite una hoja de datos para las propiedades de este material.

Metal – Aluminio

**Drawing** (SoftPot, ShieldedPot, Hotpot)

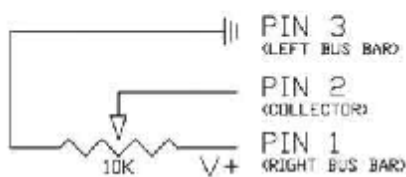
TOLERANCE
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED
DIE MAKING ±.005"
FRESH CUT GRAPHIC ±.010"
FRESH CUT CIRCUIT ±.015"
PRINT TO CUT REGS ±.015"
PRINT TO PRINT REGS ±.010"
LASER CUT PRETOS ±.050"

Material built up:

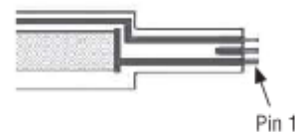
Height

Adhesive: 3M-467-200 MP

Active length	50,00mm / 1.969"	100,00mm / 3.937"	170,00mm / 6.693"	200,00mm / 7.874"	300,00mm / 11.811"	400,00mm / 15.748"	500,00mm / 19.685"
Part length	65,86mm / 2.593"	115,86mm / 4.562"	185,86mm / 7.32"	215,86mm / 8.499"	315,86mm / 12.436"	415,86mm / 16.373"	515,86mm / 20.310"
Height	≤0,51mm / 0.020" (for SP and HP)			≤0,70 mm / 0.030 (for EP)			
Resistance, standard	10kΩ	10kΩ	10kΩ	10kΩ	10kΩ	20kΩ	20kΩ
Drawing# SoftPot	7182	7183	7282	7184	7185	7284	7186
Drawing# HotPot	7177	7294	7281	7179	7180	7283	7181
Adhesive	3M-467-200 MP						

Connection

(3 EACH) 10241-12 CRIMPFLEX SOLDER TABS
APPLIED TINES DOWN

**How to Order**

Type-	Model-	Active area length-	Resistance-	Connector type-
Example: SP-L-0200-103-ST				
SP = SoftPot HP = HotPot EP = ShieldedPot	L = Rectilinear	0050 = 50 mm 0100 = 100 mm 0170 = 170 mm 0200 = 200 mm 0300 = 300 mm 0400 = 400 mm 0500 = 500 mm	102 = 1 KΩhm 502 = 5 KΩhm 103 = 10 KΩhm 203 = 20 KΩhm	ST = Solder tabs MP = Male Pins RF = Receptacles Female RH = Receptacles Housing ⁽¹⁾

Bold marked partnumbers are preferred parts, all other parts will be produced after order and may have price adders.

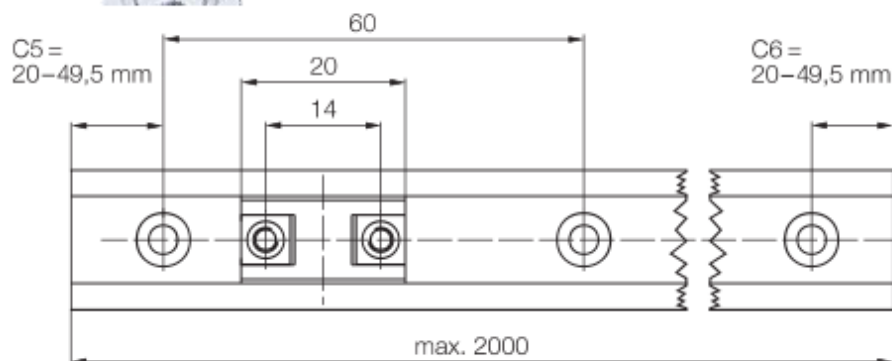
⁽¹⁾ We recommend Nicomatic Housing. Details must be specified.

DryLin® N | Low-Profile Linear Guide NK-02-17

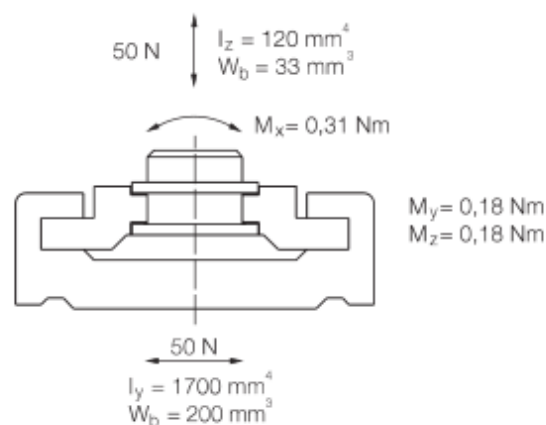
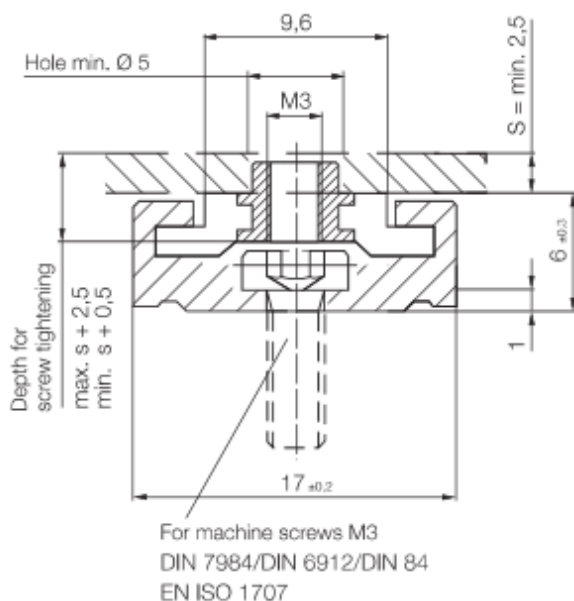


Data:

Part No. carriage	NW-02-17
Part No. rail	NS-01-17
Rail weight	150 g/m
Carriage weight	1,7 g
Max. rail length	1960 mm
Standard bore pattern	symmetrical (C5 = C6)
Preload available	1N



Static load-bearing capacity and geometric moment of inertia



DryLin® NK – Complete system



Structure of the Part No. – Standard version

NK	-02	-17	-	,500
				Length of rail (mm)
				Number of carriages
				Size
				Thread
				Complete system



DryLin® N

mm

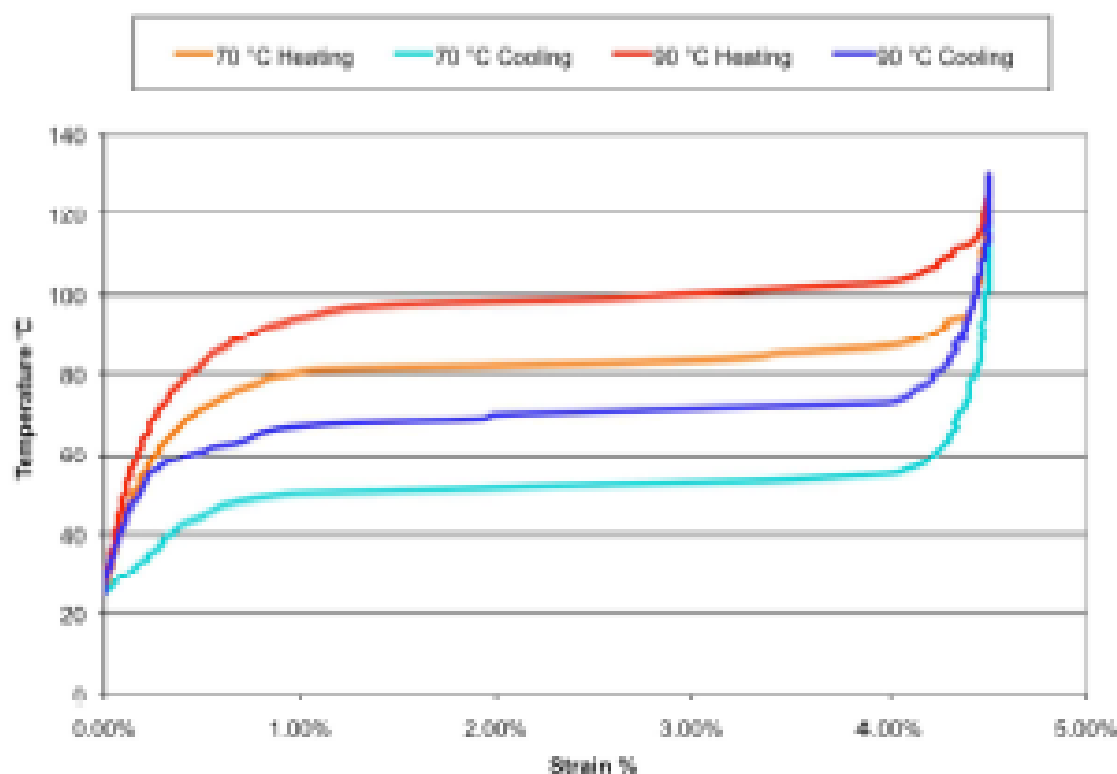
Phone +44 (0) 1604 - 677240
Fax +44 (0) 1604 - 677245





NICKEL - TITANIUM ALLOY PHYSICAL PROPERTIES

1. Density	0.235 lb/in ³ (6.45 g/cm ³)
2. Specific Heat	0.20 BTU/lb * °F (0.2 cal/g * °C)
3. Melting Point	2370 °F (1300 °C)
4. Latent Heat of Transformation	10.4 BTU/lb (5.78 cal/g)
5. Thermal Conductivity	10.4 BTU/hr * ft * °F (0.18 W/cm * °C)
6. Thermal Expansion Coefficient	
Martensite	3.67×10^{-6} /°F (6.6×10^{-6} /°C)
Austenite	6.11×10^{-6} /°F (11.0×10^{-6} /°C)
7. Poisson Ratio	0.33
8. Electrical Resistivity (approx.)	
Martensite:	32 micro-ohms * in (80 micro-ohms * cm)
Austenite:	39 micro-ohms * in (100 micro-ohms * cm)

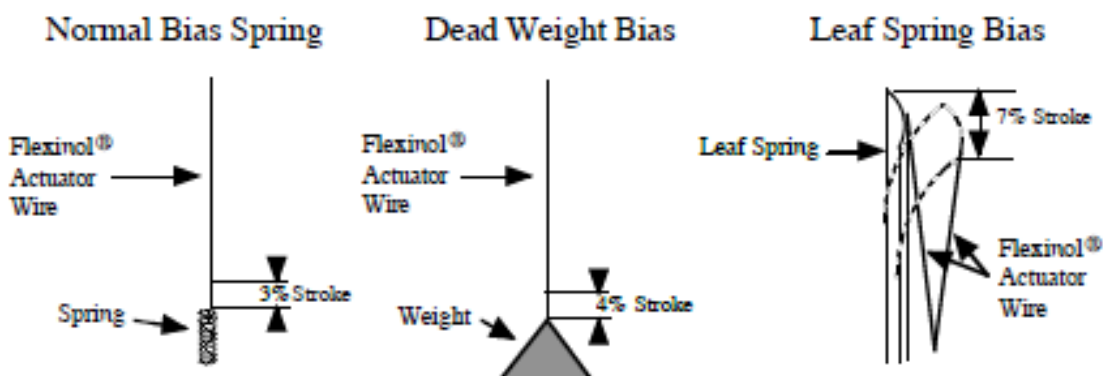


Typical Temperature vs. Strain Characteristics for Dynalloy's standard 158°F (70°C) "LT" and 194°F (90°C) "HT" Austenite start temperature alloys, at 172 MPa

Section 1. Movement

The movement or stroke of Flexinol® actuator wire is measured as a percentage of the length of the wire being used and is determined, in part, by the level of stress one uses to reset the wire, or to stretch it in its low temperature phase. This opposing force, used to stretch the wire, is called the bias force. In most applications, the bias force is exerted on the wire constantly, and on each cycle as the wire cools, this force elongates it. If no force is exerted as the wire cools, very little deformation or stretch occurs in the cool, room temperature state and correspondingly very little contraction occurs upon heating. Up to a point the higher the load the higher the stroke. The strength of the wire, its pulling force and the bias force needed to stretch the wire back out are a function of the wire size or cross sectional area and can be measured in pounds per square inch or "psi". If a load of 5,000 psi (34.5 MPa) is maintained during cooling, then about 3% memory strain will be obtained. At 10,000 psi (69 MPa), about 4% results, and with 15,000 psi (103 MPa) and above, nearly 5% is obtained. However, there is a limit to how much stress can be applied.

Far more important to stroke is how the wire is physically attached and made to operate. Dynamics in applied stress and leverage also vary how much the actuator wires move. While normal bias springs that increase their force as the Flexinol® actuators contract have only 3-4% stroke, reverse bias forces which decrease as the actuator wires contract can readily allow the wire to flex up to 7%. Mechanics of the device in which it is used can convert this small stroke into movements over 100% of the wires' length and at the same time provide a reverse bias force. The stress or force exerted by Flexinol® actuator wires is sufficient to be leveraged into significant movement and still be quite strong. Some basic structures, their percent of movement, and the approximate available force they offer in different wire sizes are as follows:

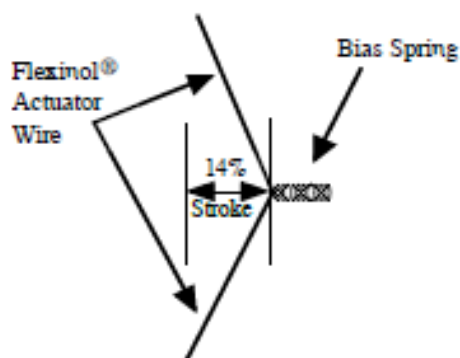




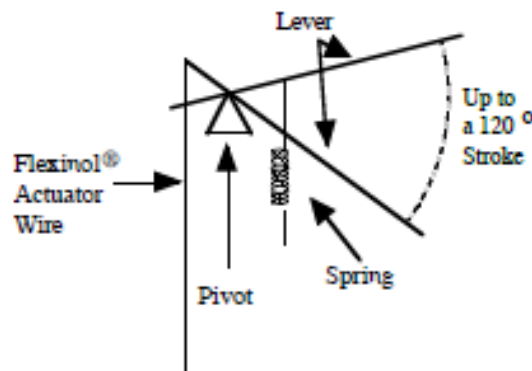
FLEXINOL®

DYNALLOY, Inc.
Makers of Dynamic Alloys

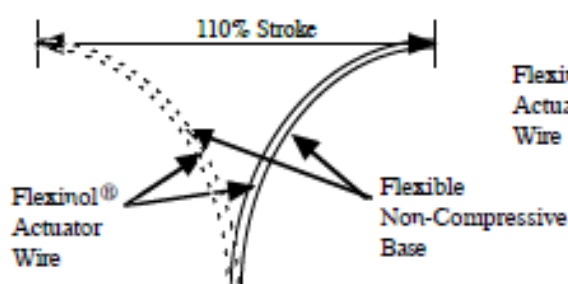
Right Angle Pull



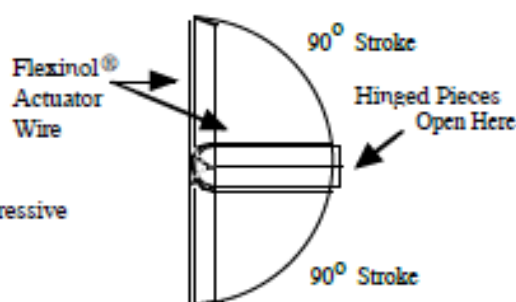
Simple Lever



Adjusting Curvature



Clam Shell



Stroke and Available Force Table

	Approx. Stroke	0.003" Wire (0.076 mm)	0.006" Wire (0.15 mm)	0.010" Wire (0.25 mm)
Normal Bias Spring	3%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Dead Weight Bias	4%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Leaf Spring Bias	7%	0.18 lb (80 g)	0.73 lb (330 g)	2.05 lb (930 g)
Right Angle Pull	14%	0.04 lb (20 g)	0.18 lb (83 g)	0.51 lb (232 g)
Simple Lever (6:1 ex)	30%	0.024lb (11 g)	0.10 lb (47 g)	0.29 lb (133 g)
Adjusting Curvature	110%	0.006 lb (3 g)	0.026 lb (12 g)	0.075 lb (34 g)
Clam Shell	100%	0.007 lb (3.2 g)	0.028 lb (13 g)	0.082 lb (37 g)

Section 2. Electrical Guidelines

If Flexinol® actuator wire is used in the appropriate conditions, then obtaining repeatable motion from the wire for tens of millions of cycles is reasonable. If higher stresses or strains are imposed, then the memory strain is likely to slowly decrease and good motion may be obtained for only hundreds or a few thousands of cycles. The permanent deformation that occurs in the wire during cycling is heavily a function of the stress imposed and the temperature under which the actuator wire is operating. Flexinol® wire has been specially processed to minimize this straining, but if the stress is too great or the temperature too high, some permanent strain will occur. Since temperature is directly related to current density passing through the wire, care should be taken to heat, but not overheat, the actuator wire. The following charts give rough guidelines as to how much current and force to expect with various wire sizes.

Diameter Size inches (mm)	Resistance ohms/inch (ohms/meter)	Pull Force* pounds (grams)	Cooling Deformation Force* pounds (grams)	Approximate** Current for 1 Second Contraction (mA)	Cooling Time 158°F, 70°C "LT" Wire *** (seconds)	Cooling Time 194°F, 90°C "HT" Wire *** (seconds)
0.001 (0.025)	36.2 (1425)	0.02 (8.9)	0.008 (3.6)	45	0.18	0.15
0.0015 (0.038)	22.6 (890)	0.04 (20)	0.016 (8)	55	0.24	0.20
0.002 (0.050)	12.7 (500)	0.08 (36)	0.032 (14)	85	0.4	0.3
0.003 (0.076)	5.9 (232)	0.18 (80)	0.07 (32)	150	0.8	0.7
0.004 (0.10)	3.2 (126)	0.31 (143)	0.12 (57)	200	1.1	0.9
0.005 (0.13)	1.9 (75)	0.49 (223)	0.20 (89)	320	1.6	1.4
0.006 (0.15)	1.4 (55)	0.71 (321)	0.28 (128)	410	2.0	1.7
0.008 (0.20)	0.74 (29)	1.26 (570)	0.50 (228)	660	3.2	2.7
0.010 (0.25)	0.47 (18.5)	1.96 (891)	0.78 (356)	1050	5.4	4.5
0.012 (0.31)	0.31 (12.2)	2.83 (1280)	1.13 (512)	1500	8.1	6.8
0.015 (0.38)	0.21 (8.3)	4.42 (2004)	1.77 (802)	2250	10.5	8.8
0.020 (0.51)	0.11 (4.3)	7.85 (3560)	3.14 (1424)	4000	16.8	14.0

* The Heating pull force is based on 25,000 psi (172 MPa), which for many applications is the maximum safe stress for the wire. However, many applications use higher and lower stress levels. This depends on the specific conditions of a given design. The cooling deformation force is based on 10,000 psi (70 MPa), which is a good starting point in a design. Nonetheless, this value can also vary depending on how the material is used.

** The contraction time is directly related to current input. The figures used here are only approximate since room temperatures, air currents, and heat sinking of specific devices vary. On small diameter wires (≤ 0.006 " diameter) currents that heat the wire in 1 second can typically be left on without over-heating it.

*** Approximate cooling time, at room temperature in static air, using a vertical wire. The last 0.5% of deformation is not used in these approximations.